

Jussi Uusi-Niemi

**Lääkäreiden työasemanäyttöjen
DICOM-kalibrointi ja laadunvalvontamittauksia**

Opinnäytetyö

Syksy 2010

Tekniikan yksikkö

Tietotekniikan koulutusohjelma

Ohjelmistotekniikka



SEINÄJOEN AMMATTIKORKEAKOULU

Opinnäytetyön tiivistelmä

Koulutusyksikkö: Tekniikan yksikkö

Koulutusohjelma: Tietotekniikan koulutusohjelma

Suuntautumisvaihtoehto: Ohjelmistotekniikan suuntautumisvaihtoehto

Tekijä: Jussi Uusi-Niemi

Työn nimi: Lääkäreiden työasemanäyttöjen DICOM-kalibrointi ja laadunvalvontamittauksia

Ohjaaja: Jouni Björkman

Vuosi: 2010

Sivumäärä: 65

Liitteiden lukumäärä: 0

Tässä työssä tutkitaan, millaisia ovat Seinäjoen keskussairaalassa ja Seinäjoen terveyskeskuksessa kliinikkolääkärien röntgenkuvien kuvankatseluun käyttämät työasemanäytöt ja kuvankatseluolosuhteet. Näytöille suoritetaan valikoituja laadunvarmistusmittauksia sekä DICOM-kalibrointi, joka optimoi näytön harmaasävyjen toiston ihmissilmälle sopivaksi ja parantaa näytön suorituskkyä. Tavoitteena on luoda selvitys näyttöjen nykytilasta, jonka pohjalta voidaan analysoida näyttöjen suorituskkyyn riittävyttä ja kuvankatseluolosuhteita. Työssä pohditaan myös DICOM-kalibroinnin merkitystä vertailemalla keskenään kalibroimattoman ja kalibroidun näytön mittauservoja.

Laadunvarmistusmittaukset noudattelevat pääasiassa American Association of Physicists in Medicine -järjestössä (AAPM) toimivan TG18-työryhmän vuonna 2005 esittämiä mittausmenetelmiä. AAPM tarjoaa myös suurimman osan mittausmenetelmien teoreettisesta ohjeistuksesta ja toimintamalleista. Mittauksissa käytettävät testikuvat ovat TG18-työryhmän kehittämiä. Käytännön ohjauksen, kalibrointi- ja mittauslaitteiston sekä mittauspöytäkirjapohjan on työhön tarjonnut Seinäjoen keskussairaalan radiologia. Näyttöjen kalibrointi on toteutettu kaupallisella ohjelmistolla, joka noudattaa DICOM-standardissa määritellyn GSDF-harmaasävyfunktion toimintaperiaatetta.

Työssä esitellään laadunvalvontamittauksiin ja DICOM-kalibrointiin käytetyt mittausvälineet, mittausmenetelmien ja kalibroinnin suorituskmenetelmät ja tulokset, sekä perehdytään tutkimukseen liittyvään taustatietoon. Aiempi tutkimustieto on kerätty pääosin AAPM-järjestön dokumenteista, DICOM-standardista ja muista aiheeseen liittyvistä verkkolähteistä.

Asiasanat: AAPM TG18, DICOM-standardi, GSDF-harmaasävyfunktio, laadunvalvontamittaus

SEINÄJOKI UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Thesis abstract

Faculty: School of Technology
Degree programme: Information Technology
Specialisation: Software Engineering

Author: Jussi Uusi-Niemi

Title of the thesis: DICOM-calibration and precision measurement for medical displays

Supervisor: Jouni Björkman

Year: 2010 Number of pages: 65 Number of appendices: 0

The purpose of this thesis was to research the quality of medical displays and viewing conditions used for X-ray imaging in Seinäjoki central hospital and health clinic. Selected quality measurements were made along with DICOM-calibration, which optimizes the display screen's gradation for the human eye and enhances the display performance. The aim was to create a report of the current status of medical displays which can be used to analyze the adequacy of the performance of displays and imaging conditions. The thesis also debates the importance of DICOM-calibration by comparing the display's non-calibrated measurements with calibrated ones.

The performance assessment followed the procedure of American Association of Physicists in Medicine's (AAPM) TG18 workgroup. AAPM also offered most of the theoretical guidelines and practices. The test images used in measuring were created by TG18 workgroup. The practical guidance, equipment and measurement template were obtained from Seinäjoki central hospital. Display calibration was carried out with commercial software which followed the DICOM standard's Grey-scale Standard Display Function (GSDF) principles.

This thesis presents the used equipment, measured displays, measurement and calibration methods, results and some project related background information. Previous research data was gathered mainly from AAPM's documents, DICOM-standard and other related web resources.

Keywords: gradation, AAPM TG18, DICOM-standard, GSDF, display performance assessment

SISÄLTÖ

Opinnäytetyön tiivistelmä.....	2
Thesis abstract.....	3
SISÄLTÖ.....	4
Käytetyt termit ja lyhenteet	6
Kuvio- ja taulukkoluetelo	8
1 JOHDANTO	11
1.1 Työn tausta	11
1.2 Työn tavoitteet	11
1.3 Yhteistyötahot	12
1.4 Työn rakenne	12
2 TAUSTATIETOA.....	13
2.1 Nestekidenäytöistä	13
2.2 Fotometriaa	14
2.2.1 Valovoima	14
2.2.2 Illuminanssi	15
2.2.3 Luminanssi	15
2.3 Lääketieteellinen kuvantaminen ja sen digitalisoituminen	16
2.4 DICOM-standardi	17
2.5 Luminanssivaste ja luminanssisuhde	18
2.6 Spekulaarinen heijastus	19
2.7 Diffuusiheijastus	20
2.8 Kohina	20
2.9 Virheelliset pikselit.....	21
3 MITTAUSTYÖKALUT JA -KOHTEET	22
3.1 Hagner Universal Photometer S2	23
3.2 Unfors Xi Platinum Edition	24
3.2.1 Unfors Xi Base Unit	25
3.2.2 Unfors Xi Light Detector	26
3.2.3 Xi View.....	28
3.3 Mittauspöytäkirja	28
3.4 TG18-testikuvat	29

3.5	Mitatut kuvankatselunäytöt	31
3.6	Dome CXtra.....	33
4	MITTAUSTESTIT JA -TULOKSET	37
4.1	Ympäristön vaikutuksia käsittelevät mittaukset	37
4.2	Näytön ominaisuuksia käsittelevät mittaukset	41
4.2.1	Luminanssivaste ja luminanssisuhde	41
4.2.2	Luminanssin tasaisuus	46
4.3	Visuaaliset testit.....	49
4.3.1	Spekulaarinen heijastus	49
4.3.2	Luminanssin kulmariippuvuus ja diffuusiheijastus	50
4.3.3	Resoluutio ja geometriset vääristymät.....	53
4.3.4	Kohina	55
4.3.5	Virheelliset pikselit	56
4.4	Vertailua valmistajien antamiin arvoihin	58
5	YHTEENVETO JA JOHTOPÄÄTÖKSET	59
5.1	Mittaustulosten yhteenveto ja arviointi	59
5.2	Mittaus- ja kalibrointityökalujen arviointi	61
5.3	Tutkimusprosessin arviointi	63
	LÄHTEET.....	64

Käytetyt termit ja lyhenteet

AAPM	The American Association of Physicists in Medicine, amerikkalainen sairaalafyysikoiden liitto.
Bluetooth	Lähietäisyydellä toimivan langattoman kommunikoinnin standardi.
CRT	Cathode Ray Tube, katodisädeputki, jonka avulla kuva muodostuu kuvaputkinäytöissä.
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, tiedon- siirtostandardi lääketieteellisessä kuvantamisessa.
DIN	Deutsches Institut für Normung. Saksalainen standardoin- ti-instituutti. Yleinen keskieurooppalainen teollisuustava- roiden valmistusta koskeva standardi.
GSDF	Grayscale Standard Display Function, DICOM- standardissa määritelty harmaasävyfunktio.
Illuminanssi	Pinnalle osuvan valon voimakkuus, valovirta pinta-alaa kohti, yksikkö luxi (lux).
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine, Iso- Britanniassa toimiva lääketieteellisen fysiikan ja tekniikan instituutti.
LCD	Liquid Crystal Display, nestekidenäyttö.
Luminanssi	Pinnalta tiettyyn suuntaan lähtevän valon voimakkuus, valovoima pinta-alaa kohti, yksikkö kandela per neliö- metri (cd/m^2).

Natiiviresoluutio	Kuvankatselunäytön resoluutio, jossa kuvaa ei skaalata lainkaan, vaan se esitetään alkuperäisellä resoluutiolla. Jokaista katseltavan kuvan kuvapikseliä vastaa aina yksi näyttölaitteen (näytön) kuvapikseli.
Pikseli	Digitaalisen kuvan pienin yksittäinen osa, kuva-alkio. Pikselitiheys määrää kuvan fyysisen tarkkuuden, yksikkö pikseli tuumaa kohti (ppi, pixels per inch).
Radiologia	Lääketieteen erikoisala, joka käsittelee erilaisiin kuvantamismenetelmiin perustuvaa lääketieteellistä diagnostiikkaa. Radiologi on radiologiaan erikoistunut lääkäri.
Resoluutio	Resoluutio kertoo katseltavan digitaalisen kuvan tai näyttölaitteen (näytön) tarkkuuden kuvapikseleinä. Resoluutio ilmoitetaan tavallisesti joko kokonaispikselimääränä (tavallisesti megapikseleinä) tai matriisimuodossa. Kuvamatriisi kertoo kuvan tai näyttölaitteen näyttöalueen vaaka- ja pystysuuntaisen pituuden kuvapikseleinä (esim. 1024 x 768 pikseliä).
Spektriherkkyys	Silmän kyky havainnoida valon eri kirkkausasteita.
TG18	Task Group 18, lääketieteellisen kuvantamisen ammattilaisista koostuva AAPM:n työryhmä.

(American Association of Physicists in Medicine 2005.)

Kuvio- ja taulukkoluetelo

Kuvio 1. Lampusta lähtevä valovoima	14
Kuvio 2. Pinnan luminanssi	16
Kuvio 3. Spekulaarinen heijastus	19
Kuvio 4. Diffuusiheijastus	20
Kuvio 5. Ultraäänitilan näytön 090019557 mitatut luminanssivasteet, a) kun näyttö on ilman DICOM-kalibrointia ja b) näytön ollessa DICOM-kalibroitu	43
Kuvio 6. Terveyskeskuksen keittiönkäytävän näytön mitatut luminanssivasteet, a) kun näyttö on ilman DICOM-kalibrointia ja b) näytön ollessa DICOM-kalibroitu	44
Kuvio 7. Liiallisen valaistuksen vaikutus terveyskeskuksen keittiönkäytävän DICOM-kalibroidun näytön luminanssivasteeseen	45
Taulukko 1. Sairaalalle tyypillisiä illuminanssiarvoja.....	15
Taulukko 2. Mittaustyökalut ja testien tyypit	22
Taulukko 3. Hagner Universal Photometer S2, yleistietoja	24
Taulukko 4. Unfors Xi Platinum Edition, yleistietoja	25
Taulukko 5. Tutkimuksessa käytetyt testikuvat ja testit, joissa niitä käytettiin	31
Taulukko 6. Tutkimuksessa mitatut näytöt sekä muutamia valmistajien ilmoittamia perustietoja	32

Taulukko 7. Dome CXtra -kalibrointiohjelmiston osat ja niiden käyttötarkoitus	35
Taulukko 8. Mitatut kuvankatseluympäristön valaistusarvot ja sammutetuilta näyttöiltä heijastuvan valon luminanssiarvot keskussairaalassa	39
Taulukko 9. Terveyskeskuksen näyttöjen ympäristön vaikutukset	40
Taulukko 10. Keskussairaalan näyttöjen luminanssin tasaisuudet	47
Taulukko 11. Terveyskeskuksen näyttöjen luminanssin tasaisuudet	48
Taulukko 12. Näyttötyyppien kulmariippuvuudet ja diffuusiheijastukset	52
Taulukko 13. Resoluutiotestien ja geometristen vääristymien huomautukset keskussairaalassa ja terveyskeskuksessa	54
Taulukko 14. Virheellisten pikselien tyypit ja määrät keskussairaalassa ja terveyskeskuksessa	57
Taulukko 15. Eri näyttömallien mitattujen ominaisuuksien vertailua valmistajien ilmoittamiin arvoihin	58
Taulukko 16. Yhteenveto tärkeimpien mittaustestien hyväksyttävyyssrajojen ylityksistä	60

Kuva 1. Hagner Universal Photometer S2 -luminanssimittari	23
Kuva 2. Unfors Xi Base Unit -pääyksikkö sekä Bluetooth-sovitin	26
Kuva 3. Unfors Xi -illuminanssimittari	27
Kuva 4. Unfors Xi -pintaluminanssimittari	28
Kuva 5. TG18-testikuvia	30
Kuva 6. Lääkäreiden työasemanäyttöjä	33
Kuva 7. Planar-pintaluminanssimittari	34

1 JOHDANTO

1.1 Työn tausta

Röntgenkuvauksen digitalisoitumisen myötä röntgenkuvien katselu ja tulkinta on siirtynyt valotaululla olevalta filmiltä työasematietokoneen näytölle. Radiologien sanelutyöasemissa on käytössä erityisesti radiologiseen kuvankatseluun suunniteltuja ns. diagnostisia näyttöjä ja myös työaseman kuvankatseluolosuhteisiin valaistuksineen kiinnitetään huomiota. Kliinikkolääkärien osalta röntgenkuvien kuvankatselu tapahtuu hyvin usein tavalliselta toimistokäyttöön tarkoitettulta näytöltä ja lisäksi myös kuvankatseluolosuhteet voivat olla hyvin vaihtelevat. Tästä huolimatta erityisesti terveyskeskuksissa voi suurikin osa röntgentutkimuksista jäädä ilman radiologin lausuntoa. (American Association of Physicists in Medicine 2005; Järvinen ym. 2008.)

Aihe opinnäytetyöhön on saatu Seinäjoen keskussairaalan radiologialta. Tutkimukseen ryhdytään, koska halutaan tietää millaisia ovat Seinäjoen keskussairaalassa ja Seinäjoen terveyskeskuksessa kliinikkolääkärien röntgenkuvien kuvankatseluun käyttämät työasemanäytöt ja kuvankatseluolosuhteet.

1.2 Työn tavoitteet

Kliinikkolääkäreiden kuvankatselunäytöille suoritetaan tiettyjä laadunvalvontamittauksia sekä arvioidaan silmämääräisesti kuvankatseluolosuhteita. Lisäksi mittauksen yhteydessä kuvankatselunäytöille suoritetaan DICOM-kalibrointi, jonka jälkeen näyttöjen harmaasävyjen toisto saadaan ihmissilmälle optimaaliseksi ja näin parannetaan tavanomaisenkin toimistonäytön ominaisuuksia röntgenkuvien katselun kannalta. Tutkimuksen esisijaisena tavoitteena on suorittaa mittaukset ja DICOM-kalibrointi mahdollisimman monelle Seinäjoen keskussairaalan ja Seinäjo-

en terveystieteiden laitoksen lääkärin työasemanäytölle. Ennen varsinaisten mittausten aloittamista perehdytään mittauslaitteistoon ja mittausten sekä DICOM-kalibroinnin suorittamiseen.

1.3 Yhteistyötahot

Ensisijainen yhteistyötaho on Seinäjoen keskussairaalan radiologia, joka luovuttaa mittauksissa tarvittavan laitteiston testaajan käytettäväksi ja antaa käytännön ohjeet työn toteuttamisessa. Seinäjoen terveystieteiden keskus toimii yhteistyötahona terveystieteiden työasemanäyttöjä koskevassa työn osassa.

1.4 Työn rakenne

Luvussa yksi käsitellään opinnäytetyön taustaa, tavoitteita ja yhteistyötahoja.

Luvussa kaksi perehdytään työhön liittyvään taustatietoon, joka käsittelee nestekiteetiteknologiaa, fotometrian perusteita, lääketieteellistä kuvantamista ja DICOM-standardia.

Luvussa kolme käsitellään työssä käytettäviä mittaustyökaluja sekä kohteita, joille mittaukset tehtiin.

Luvussa neljä käsitellään eri mittaustestejä sekä mittaustuloksia.

Luvussa viisi esitellään suoritettujen tutkimusten yhteenveto ja johtopäätökset.

2 TAUSTATIIETOA

2.1 Nestekidenäyttöistä

Nestekidenäyttöistä on tullut johtava teknologia näyttölaitteiden teollisuudessa. Niitä käytetään pienikokoisissa näyttölaitteissa kuten laskimissa, matkapuhelimissa ja digitaalikameroissa. Keskikokoisia ja suuria näyttölaitteita, joissa hyödynnetään nestekideteknologiaa, ovat muun muassa kannettavat tietokoneet, pöytätietokoneet, taulutelevisiot ja projektiotelevisiot. (Yang & Wu 2006, xv.)

Suomessa nestekidenäyttöistä puhuttaessa kuullaan ehkä jopa yleisemmin käytetävän termiä ”LCD-näyttö”. Lyhenne LCD tulee englannin kielen sanoista ”Liquid Crystal Display”, joka on myös suora käännös suomenkieliselle termille ”nestekidenäyttö”. Ennen nestekidenäyttöjä tietotekniikassa yleisimmin käytettyjä tietokonenäyttöjä olivat CRT-näytöt, jotka vanhempien televisioiden tapaan saivat tuottaa kuvan näyttöön kuvaputken avulla. CRT-lyhenne on myös peräisin englannin kielestä ja se tulee sanoista ”Cathode Ray Tube”, suomeksi katodisädeputki eli yleisemmin puhekielessä käytetty kuvaputki. (Agamanolis 1995.)

Kuvaputkinäyttöjen vaihtuminen nestekidenäyttöihin on tuonut myös mukanaan muutamia rajoitteita ja heikkouksia. Näitä ovat muun muassa rajoittuneempi kirkkaus, kontrasti sekä katselukuvakulma. Kuva heikkenee siirryttäessä pois näytön edestä tai muutettaessa katselukulmaa pystysuunnassa. Vanhemmissa nestekidenäytöissä katselukulmat olivat hyvin rajalliset, mutta nykyään tätä efektiä ei kuitenkaan juuri huomaa. (Agamanolis 1995.)

2.2 Fotometriaa

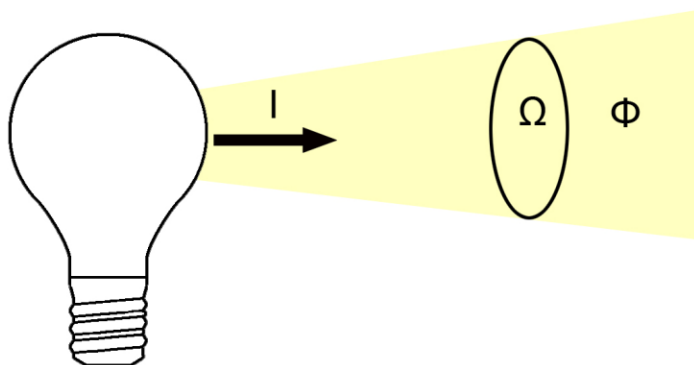
Fotometria on yksi fysiikan osa-alue, jolla tarkoitetaan ihmissilmällä havaittavan valaistuksen mittauksia. Tässä kappaleessa käsitellään muutamia tutkimuksen kannalta oleellisia fotometrian perussuureita. Näitä suureita ovat valovoima, illuminanssi eli valaistusvoimakkuus sekä luminanssi.

2.2.1 Valovoima

Fotometriaan liittyvä SI-järjestelmän perussuure on valovoima. Muut fotometrian perussuureet on johdettu valovoimasta. Valovoima kuvaa valon voimakkuutta tarkastelusuunnassa siten, että siinä on otettu huomioon silmän spektriherkkyys, eli silmän kyky havainnoida valon eri kirkkausasteita. Valovoimalla voidaan esimerkiksi kertoa kuinka paljon lamppu lähettää valoa johonkin suuntaan (kuvio 1). Valovoima ei liity sen havaitsijaan, vaan valonlähteeseen. (Pelttonen, Perkkiö & Vierinen 2002, 255.)

Valovoiman tunnus on I ja sen yksikkö on kandela (cd). Aikaisemmin normaalkandela määriteltiin tietyssä paineessa ja lämpötilassa olevalla mustalla kappaleella. Nykyään valovoiman määritelmä kuuluu tarkalleen seuraavasti:

Valonlähteen valovoima tiettyyn suuntaan on yksi kandela (1 cd) silloin, kun valonlähde säteilee monokromaattista, $540 \cdot 10^{12}$ Hz:n taajuisista säteilyä ja sen säteilyteho tähän suuntaan on $1/683$ W/sr. (Hälonen & Lehtovaara 1992, 34-35.)



Kuvio 1. Lampusta lähtevä valovoima.

2.2.2 Illuminanssi

Kun valovirta kulkee pois valonlähteestä, se osuu lopulta johonkin pintaan. Pinnalle osuessaan valovirta joko heijastuu, absorboituu tai läpäisee pinnan. Tietylle pinnalle osuvan valovirran tiheyttä kutsutaan valaistusvoimakkuudeksi eli illuminanssiksi. Illuminanssilla määritellään kuinka tehokkaasti jokin pinta on valaistu. Jos valonlähde siirtyy kauemmaksi pinnasta, sen illuminanssi heikkenee. Illuminanssi on pinnalle osuva valovirta pinta-alayksikköä kohden:

$$E = \frac{\Phi}{A} \quad (1)$$

jossa Φ on pinnalle tuleva valovirta ja A on pinnan ala. Illuminanssin tunnus on E ja sen yksikkö on luksi (lux). (Halonen & Lehtovaara 1992, 36.)

Taulukko 1. Sairaalalle tyypillisiä illuminanssiarvoja. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 64.)

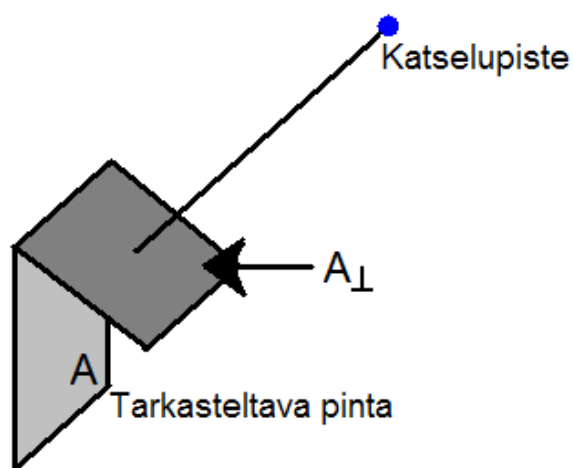
Alue	Illuminanssi (lux)
Leikkaussalit	300 - 400
Ensiapu	150 - 300
Sairaalan kliniset asemat	200 - 250
Henkilökunnan toimistot	50 - 180
Diagnostiikka-asemat (CT/MR/NM)	15 - 60
Diagnostiikka-asemat (Röntgen)	2 - 10

2.2.3 Luminanssi

Valoa heijastavan tai säteilevän pinnan kirkkautta kuvaava suure on luminanssi. Luminanssilla tarkoitetaan pinnasta tiettyyn suuntaan lähtevän valon määrää. Mikäli katselupisteen tarkastelukulma on kohtisuorassa tarkasteltavaan pintaan nähden (kuvio 2), voidaan pinnan luminanssi laskea yksinkertaisesti seuraavalla yhtälöllä:

$$L = \frac{I}{A_{\perp}} \quad (2)$$

jossa I on valovoima ja A_{\perp} on tarkasteltavan pinnan ala kohtisuorassa katselupisteeseen nähden. Luminanssin tunnus on L ja sen yksikkö on kandela neliömetriä kohden (cd/m^2). (Peltonen, Perkkiö & Vierinen 2002, 260.)



Kuvio 2. Pinnan luminanssi. (Peltonen, Perkkiö & Vierinen 2002, 260.)

Mikäli katselupisteen tarkastelukulma ei ole kohtisuorassa tarkasteltavaan pintaan nähden, täytyy luminanssia laskettaessa ottaa myös huomioon valon säteilyn tai heijastuksen suunta, mistä johtuen yhtälöä 2 ei voida soveltaa yleisesti kaikissa tapauksissa.

2.3 Lääketieteellinen kuvantaminen ja sen digitalisoituminen

Radiologia on lääketieteen erikoisala, joka käsittelee lääketieteelliseen kuvantamiseen ja toimenpideradiologiaan perustuvaa diagnostiikkaa. Lääketieteellisellä kuvantamisella tarkoitetaan menetelmiä, joiden avulla voidaan tuottaa kuvia esimerkiksi luustosta tai sisäelimestä. Tavallisimpia radiologisia kuvantamismenetelmiä ovat muun muassa röntgenkuvaus, ultraääni ja magneettikuvaus. Toimenpideradiologian ansiosta tehokkaiden hoitotoimenpiteiden suorittaminen on mahdollista

ilman potilaan leikkausta. Näitä kuvantamisohjattuja hoitotoimenpiteitä voidaan hyödyntää esimerkiksi verisuonten kaventumien korjauksessa tai erilaisten kasvainten tuhoamishoidoissa. (Suomen Radiologiyhdistys 2004.)

Radiologian erikoisala on voimakkaasti kehittymässä. Aikaisemmin muun muassa röntgenkuvien tarkastelu ja tulkinta suoritettiin valotaululla olevalta filmiltä. Nykyaikainen lääketieteellinen kuvantaminen hyödyntää digitaalitekniikkaa, joka mahdollistaa kuvan tuottamisen suoraan digitaalisessa muodossa. Uudistetut menetelmät mahdollistavat tautien paremman hoidon, diagnostiikan ja seurannan. Tarkemman diagnostiikan ansiosta pystytään edelleen kehittämään uusia hoitomenetelmiä (Suomen Radiologiyhdistys 2004). Lääketieteellisen kuvantamisen digitalisoitumisen myötä tiedonsiirto eri toimipisteiden välillä on myös helpottunut, sillä tiedot voidaan lähettää ja vastaanottaa suoraan sähköisessä muodossa.

2.4 DICOM-standardi

Ensimmäiset digitaalisessa muodossa olevat lääketieteelliset kuvat ovat lähtöisin jo 1970-luvulta. Tietokoneiden käyttö kuvien tarkastelussa niiden löytymisen jälkeen johti ACR:n (American College of Radiology) ja NEMA:n (National Electrical Manufacturers Association) yhteistyöhön. He perustivat liiton, jonka tarkoituksena oli luoda yleinen standardi lääketieteellisten kuvien ja niihin liittyvien tietojen tiedonsiirtoon. Myöhemmin standardiin lisättiin myös kuvien katselun optimoimiseen liittyviä osioita. Liitto perustettiin vuonna 1983 ja ensimmäinen standardi, nimeltään ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1985, julkaistiin vuonna 1985 (versio 2.0 vuonna 1988). Ennen tätä useimmat laitteet tallensivat kuvia hyvin sovelluskohtaisessa formaatissa. Vuonna 1993 julkaistiin standardin kolmas versio, jonka myötä sen nimeksi muutettiin Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Versio 3.0 sisälsi paljon merkittäviä uudistuksia standardiin ja se on vielä tänäkin päivänä DICOM-standardin uusin versionumero, jota hyödynnetään varsin yleisesti lääketieteellisessä kuvantamisessa. Vaikka versionumero ei olekaan vuosien saatossa muuttunut, on DICOM-standardiin kuitenkin tehty lukuisia lisäpäivityksiä. (Digital Imaging and Communications in Medicine 2010, 1.)

DICOM-standardin osiossa PS 3.14 on määritelty tutkimuksen kannalta tärkeä osa eli Grayscale Standard Display Function (GSDF). DICOM-standardin muiden osioiden kattaessa enemmänkin tiedonsiirtoon liittyviä aiheita, keskittyy PS 3.14 taas varsinaiseen kuvankatseluun. Siinä määritellään funktio, joka suhteuttaa näytön pikseliarvot näkymään selvästi kirkkaustasojen muuttuessa. Kuvan digitaalista signaalia voidaan mitata, siirtää ja kopioida tarkasti. Signaalin visuaalinen tulkin ta on kuitenkin riippuvainen näyttöjen ja tietokoneiden vaihtelevista asetuksista, joiden avulla kuvia katsellaan. Eri näytöiltä tarkastellessa kuvalla voi olla täysin erilainen ulkoasu ja ominaisuudet, vaikka kuva olisikin sama. Standardoitu GSDF-funktio kehitettiin yhtenäistämään kuvien näkyvyyttä, vaikka näyttöjen ominaisuudet olisivatkin erilaisia. Sovellus, joka osaa määritellä digitaalisten kuvien ja näytön luminanssin suhteen, pystyy tuottamaan visuaalisesti johdonmukaisemman kuvan eri näyttölaitteilla. (Digital Imaging and Communications in Medicine 2008, 5.)

2.5 Luminanssivaste ja luminanssisuhde

Ihmissilmän kyky havaita eri kirkkausasteita on logaritminen. Tämän ansiosta ihmissilmä tunnistaa heikommin tummempien harmaasävyjen kirkkauseroja kuin kirkkaampien (Digital Imaging and Communications in Medicine 2008, 11). Luminanssivasteen mittauksen tarkoituksena on selvittää näytön minimi- ja maksimiluminanssi sekä niiden välissä esiintyvien eri harmaasävyjen kirkkauserot. DICOM-kalibroinnin tarkoituksena on taas pyrkiä erottamaan näiden harmaasävyjen kirkkausasteita niin, että ihmissilmällä pystyttäisiin havaitsemaan niitä mahdollisimman helposti. Ihannetapauksessa näytön luminanssivasteen tulisi sovitua ihmissilmän epälineaariseen kirkkauden havainnointikykyyn siten, että kirkkauserot näkyvät tasaisesti koko harmaasävyasteikolla mustasta valkoiseen. Tämä saadaan aikaan DICOM-standardissa määritellyn GSDF-harmaasävyfunktion avulla. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 78-79.)

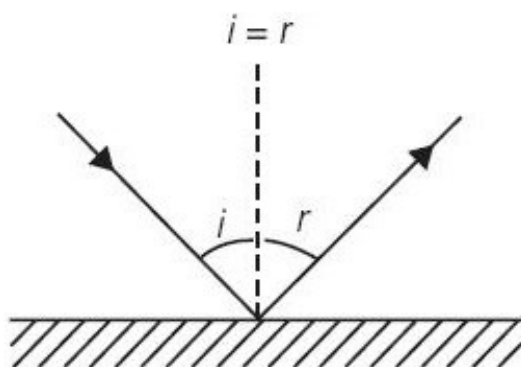
Luminanssivasteen mittauksen yhteydessä saadaan selville näytön minimi- ja maksimiluminanssi, joiden avulla pystytään selvittämään näytön luminanssisuhde (LR) seuraavan yhtälön avulla:

$$LR = \frac{L_{\max} + L_{\text{amb}}}{L_{\min} + L_{\text{amb}}} \quad (3)$$

jossa L_{\max} ja L_{\min} ovat näytön maksimi- ja minimiluminanssi ja L_{amb} on näytölle heijastuva valo.

2.6 Spekulaarinen heijastus

Spekulaarista heijastusta syntyy, kun valonsäteet osuvat tasaiselle pinnalle, josta valo heijastuu tai peilautuu poispäin. Pinnan ollessa tasainen, ovat valonsäteiden tulo- ja heijastuskulmat yhtä suuret pinnan normaaliin verrattuna. Pinnan epätasaisuus saattaa aiheuttaa spekulaarisen heijastuksen tuottaman peilikuvan sumen- tumisen. Kirkkaiden valonlähteiden aiheuttama spekulaarinen heijastus luo kuvioita pinnalle, jotka voivat häiritä kohteiden tulkintaa näytöltä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 70–71.)



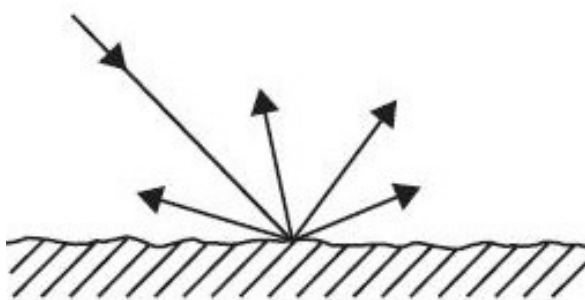
Kuvio 3. Spekulaarinen heijastus.

Spekulaarisen heijastuksen määrittämisessä oli tarkoitus selvittää näytön läheisyydessä olevien valonlähteiden sekä korkeakontrastisten kohteiden tuottamia heijas-

tuksia. Näitä heijastuksia tutkittiin normaalivalaistuksessa suljetun näytön pinnasta (American Association of Physicists in Medicine 2005, 73.)

2.7 Diffuusiheijastus

Diffuusiheijastuksella tarkoitetaan pinnalta epätarkasti suuntautuvaa valon heijastumista. Aikaisemmin mainitussa spekulaarisessa heijastuksessa tasaiselle pinnalle osuvat valonsäteet heijastuvat tarkassa kulmassa pois kohteesta, mutta diffuusiheijastuksessa pinnan epätasaisuudet hajaannuttavat pinnalta heijastuneet valonsäteet. Tämän ansiosta diffuusiheijastuksessa valonsäteiden heijastuskulmat muuttuvat pinnan muodon vaikutuksesta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 71–72.)



Kuvio 4. Diffuusiheijastus.

2.8 Kohina

Lääketieteellisessä kuvantamisessa pienten ja matalakontrastisten kohteiden havaitseminen ei riipu pelkästään niiden koosta tai niiden kontrastista, vaan myös kuvassa esiintyvän kohinan määrästä. Tässä tutkimuksessa kohinalla tarkoitetaan kaikkia korkeataajuuksisia kuvassa ilmeneviä luminanssin muutoksia, jotka häiritsevät todellisen kuvan hahmotuskykyä. AAPM määrittelee että kaikkia alle yhden senttimetrin alueelle sijoittuvia kuvan vääristymiä pidetään kohinana ja yli yhden senttimetrin alueelle sijoittuvat vääristymät luokitellaan luminanssin tasaisuuden testeihin. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 100–101.)

2.9 Virheelliset pikselit

Nestekidenäytöissä jokaisella pikselillä on oma transistorinsa, joka kontrolloi pikselin näkyvyyttä. Joskus transistorille voi tapahtua oikosulku tai jokin muu toimintahäiriö, jonka ansiosta sen kontrolloima pikseli vioittuu ja alkaa näkyä aina samalla kirkkausasteella. Näyttöjen resoluutioiden noustessa suuremmiksi, lisääntyvät vastaavasti myös virheellisten pikseleiden määrät. Jokainen näytön pikseli sisältää vielä 3 kappaletta värien kontrollointiin käytettävää osapikseliä, joilla jokaisella on myös oma transistorinsa. Esimerkiksi viiden megapikselin nestekidenäyttö sisältää nimensä mukaisesti 5 miljoonaa pikseliä ja 15 miljoonaa osapikseliä (Kimpe T. & Sneyders Y 2006, 1). Pikselivirheet on määritelty kolmeen eri luokkaan ISO 13406-2 -standardin mukaisesti: kirkkaisiin pikseleihin, mustiin pikseleihin sekä välimuotoisiin pikseleihin. Kirkkaissa pikselivirheissä pikseli on jäänyt pysyvästi päälle ja se näkyy aina valkoisena. Mustissa pikselivirheissä pikseli on sammunut ja näkyy aina mustana. Välimuotoisissa pikselivirheissä yksi tai useampi osapikseli on vioittunut, jolloin pikseli näkyy aina punaisena, vihreänä tai sinisenä. Mustavalkoisessa kuvassa välimuotoinen pikseli näkyy aina tiettyinä harmaasävyinä (EDL Displays, Inc., 2).

3 MITTAUSTYÖKALUT JA -KOhteet

Tutkimuksessa käytettiin Seinäjoen keskussairaalalta saatuja mittauslaitteita ja -ohjelmistoja. Eri mittauksissa oli käytössä omat työkalunsa riippuen siitä, suoritettiinko testi mittaamalla vai visuaalisesti. Taulukossa 2 on listattu tutkimuksessa käytetyt mittauslaitteet ja seuraavissa kappaleissa syvennytään niihin tarkemmin. Taulukossa mainitaan myös käytettiinkö työkalua mittauksessa vai visuaalisessa testissä.

Taulukko 2. Mittaustyökalut ja testien tyypit.

Laite	Testin tyyppi
Hagner teleskooppinen luminanssimittari	Mittaus
Unfors Xi -illuminanssimittari	Mittaus
Unfors Xi -pintaluminanssimittari	Mittaus
Viivoitin	Visuaalinen
Suurennuslasi	Visuaalinen

Tutkimuksessa suoritettuja mittauksia tehtiin monissa eri toimipisteissä. Tämän takia varsinaisten mittaustyökalujen lisäksi tutkimuksessa käytettiin apuna kannettavaa tietokonetta sekä USB-muistitikkuja, jotta kaikki mittaustiedot saatiin kuljetettua mahdollisimman vaivattomasti toimipisteiden välillä.

3.1 Hagner Universal Photometer S2

Tutkimuksen yhtenä osa-alueena ollut suljetulle näytölle heijastuvan valon mittaus suoritettiin ruotsalaisvalmisteisella Hagner Universal Photometer S2 -luminanssimittarilla (kuva 1). Mittarin oli valmistanut erilaisia valaistusta käsitteleviä mittareita valmistava B Hagner AB. Muuhun tutkimuksessa käytettyyn mittauslaitteistoon verrattuna Hagner edusti hieman vanhemman sukupolven teknologiaa. Mittarin tarkkaa valmistusvuotta ei materiaaleista onnistuttu saamaan selville, mutta sen mukana tullut ohjekirja oli painettu vuonna 1980. Tästä voidaan päätellä mittauslaitteella olevan ikää noin kolmekymmentä vuotta. Hagner-luminanssimittaria käytettiin ainoastaan näytölle heijastuvan valon mittaamiseen. Tutkimuksessa käytettyä uusinta teknologiaa edustavaa Unforsin valmistamaa luminanssimittaria ei näytölle heijastuvan valon määrittämisessä pystytty hyödyntämään, sillä sen toiminta rajoittui ainoastaan pinnalta saatavien mittaustulosten keräämiseen. (B Hagner AB 1980.)



Kuva 1. Hagner Universal Photometer S2 -luminanssimittari.

Mittausvirheiden välttämiseksi tuli ennen jokaista mittauskertaa huolehtia siitä, että luminanssimittari oli kalibroitu näyttämään nolla-arvo oikein. Mittarin nollaus suoritettiin manuaalisesti peittämällä ensin mittarin linssi, jotta se ei vastaanota valoa ympäristöstä. Tämän jälkeen pyöritettiin mittarissa olevaa "Set Zero" -vipua linssin

ollessa samalla peitettynä. Vivun avulla mittarin viisari saatiin siirrettyä nollakohtaan, mikäli se ei siellä alun perin ollut. Nollauksen jälkeen valittiin mittarin viisarinäyttämän mittausalue (skaala) "Range"-nappulaa pyörittämällä. Range-valinta tehdään mitattavan luminanssin mukaan. Tässä tutkimuksessa mittarilla mitattava sammutetun näytön pinnalta heijastuva luminanssi ei muutamaa poikkeusta lukuun ottamatta ollut enempää kuin 1 cd/m^2 . Tällöin oikea range-valinta on x1, jolloin mitattu luminanssi on suoraan viisarin näyttämä lukuarvo ilman kertoimia. Range-valinnan jälkeen luminanssimittarilla osoitettiin näytön pintaa mahdollisimman kohtisuorassa noin 30–50 senttimetrin päästä ja määritettiin luminanssiarvo. Alle 3 cd/m^2 luminanssiarvon tapauksessa otettiin käyttöön vielä mittarin tarkempi $0 - 3 \text{ cd/m}^2$ mittausalue "Scale"-nappia painamalla. (B Hagner AB 1980.)

Taulukko 3. Hagner Universal Photometer S2, yleistietoja. (B Hagner AB 1980.)

Mittausalue	0 – 100 000 cd/m^2
Erotuskyky	0,025 – 0,5 cd/m^2
Mittausalueen valinnan (Range) kertoimet	x1, x10, x100, x1 000, x10 000
Viisarinäyttämän mitta-asteikot	0 – 3 ja 0 – 10

3.2 Unfors Xi Platinum Edition

Lukuun ottamatta sammutetun näytön pinnalta heijastuvan luminanssin mittausta, luminanssin ja illuminanssin mittaukset tehtiin tässä työssä "Unfors Xi Platinum Edition"-monitoimimittarilla. Mittari on Seinäjoen keskussairaalan radiologian ja sitä käytetään radiologian laadunvarmistusmittauksissa. Tässä työssä esitellään pelkästään tutkimuksessa käytetyt Unfors Xi -mittarin mittausvälineet. Tutkimuksessa käytetyt Unfors Xi -mittauslaitteiston osat olivat itse laitteen pääyksikkö (base unit) ja valomittausanturi. Valomittausanturilla voitiin suorittaa sekä illuminanssin mittausta että pintamittauksena luminanssin mittausta.

Taulukko 4. Unfors Xi Platinum Edition, yleistietoja. (Unfors 2009.)

Pääyksikön ohjelmistoversio	4.05 tai uudempi
Mittarin kalibroinnin epävarmuus	2 %
Mittarin kalibrointistandardit	NIST, PTB
Mittarin muistikapasiteetti	30 mittausarvoa per ilmaisin
Luminanssin mittausalue	0,05 – 50 000 cd/m²
Luminanssin erotuskyky	0,01 cd/m²
Illuminanssin mittausalue	0,05 – 50 000 lux
Illuminanssin erotuskyky	0,01 lux

3.2.1 Unfors Xi Base Unit

Unfors Xi -mittauslaitteiston pääyksikköön (Unfors Xi Base Unit) tallentuivat kaikki mittaustulokset. Pääyksikköön kytketään käytetty mittausanturi sekä Bluetooth-sovitin (kuva 2), jonka avulla mittaustiedot saadaan siirrettyä Excel-taulukkoon Bluetooth-yhteyden kautta. Pääyksikkö saa virtansa akusta, jossa laitetietojen mukaan riittää virtaa kerrallaan 10 - 20 tunnin ajaksi riippuen siitä, mitä mittaria käytetään ja onko Bluetooth-sovitin käytössä (Unfors 2009). Tutkimusta tehdessä akun kesto tuntui kuitenkin lyhyemmältä, mikä toisaalta saattoi johtua ajan myötä heikkenneestä akun tehosta tai siitä, oliko edellinen käyttäjä muistanut ladata akun täyteen käytön jälkeen.



Kuva 2. Unfors Xi Base Unit -pääyksikkö sekä Bluetooth-sovitin.

Pääyksikön käyttöliittymä oli varsin yksinkertainen. Laitteesta löytyi ainoastaan kaksi näppäintä, joista vasemmanpuoleinen toimi pidemmän aikaa painettaessa laitteen virtanäppäimenä sekä lyhyemmällä painalluksella toiminnon peruutusnäppäimenä. Oikeanpuoleista näppäintä lyhyesti painamalla selattiin laitteen eri ominaisuuksia ja pidemmällä painalluksella valittiin selattu ominaisuus.

3.2.2 Unfors Xi Light Detector

Unfors Xi -mittarin valomittausanturia (Unfors Xi Light Detector) käytettiin tutkimuksessa sekä illuminanssimittarina (kuva 3) että pintaluminanssimittarina (kuva 4).

Laitetta käytettiin illuminanssimittarina näytön ympäröivän valaistuksen mittauksessa. Mittausanturi yhdistettiin pääyksikköön mittauspaketin mukana tulleella mini-USB-kaapelilla, jonka jälkeen illuminanssimittari oli valmis käytettäväksi. Mittarin käyttö tapahtui osoittamalla sitä haluttuun kohteeseen ja painamalla mittarissa

olevaa nappia, joka rekisteröi mittausarvon ja lähetti sen pääyksikköön. Ennen napin painamista oli hyvä odottaa noin 5 - 10 sekuntia, jotta mittari ehti tasaantua mitattavaan illuminanssiarvoon.



Kuva 3. Unfors Xi -illuminanssimittari. (Unfors 2008.)

Mikäli laitetta haluttiin käyttää pintaluminanssimittarina, täytyi siihen ruuvata kiinni mittauspaketissa mukana tullut erillinen luminanssiputki (kuva 4). Luminanssiputken päähän asetettiin vielä erillinen tukirengas (kuva 4), jonka avulla mittaria oli helpompi pitää kohtisuorassa näytön pinnalla. Luminanssiputken ruuvaamisen jälkeen pääyksikkö tunnisti mittarin automaattisesti luminanssimittariksi ja mittaukset voitiin aloittaa. Pintaluminanssimittarilla suoritettiin luminanssivasteen ja luminanssin tasaisuuden mittaukset. Mittaukset tapahtuivat pitämällä luminanssimittaria näytön pinnassa ja painamalla samalla mittarin nappia, joka lähetti mittautiedot pääyksikköön. Jokaisen luminanssiarvon mittauksen välissä oli hyvä pitää noin 5 - 10 sekunnin tauko, jotta mittari ehti tasaantua uuteen mittausarvoon.



Kuva 4. Unfors Xi -pintaluminanssimittari. (Unfors 2008.)

3.2.3 Xi View

Kannettavaan mittaustietokoneeseen tuli asentaa tarvittava ohjelmisto ennen varsinaisten tarkkuusmittausten aloittamista. Tietokoneeseen asennettu ohjelmisto oli Unfors Instrumentsin valmistama Xi View (Versio 2.0b23). Kyseinen ohjelmisto toimitettiin CD-levyllä varsinaisen mittauslaitteiston mukana. Myöhemmin tuotteen kotisivuilta löytyi kuitenkin uudempi versio ohjelmistosta, joten päädyttiin ottamaan se käyttöön. Asennus hoitui vaivattomasti ja ohjelman käyttö pystyttiin aloittamaan nopeasti.

Mittaustulokset tallennettiin Excel-taulukkoon. Xi View -mittausohjelmiston ja taulukon välille määritettiin yhteys ohjelmistosta löytyvien yhteysasetusten avulla. Yhteyden avulla mittaustulokset saatiin siirrettyä suoraan taulukkoon jo testin aikana, joka nopeutti mittausprosessia huomattavasti. Mittaustaulukkoon luotiin erillinen ”Xi-Mittari”-välilehti, johon Xi View -ohjelman mittausarvot määritettiin kopioitumaan. Xi View -ohjelmaa käytettiin apuna ympäröivän valaistuksen, luminanssi-vasteen ja luminanssin tasaisuuden mittauksissa.

3.3 Mittauspöytäkirja

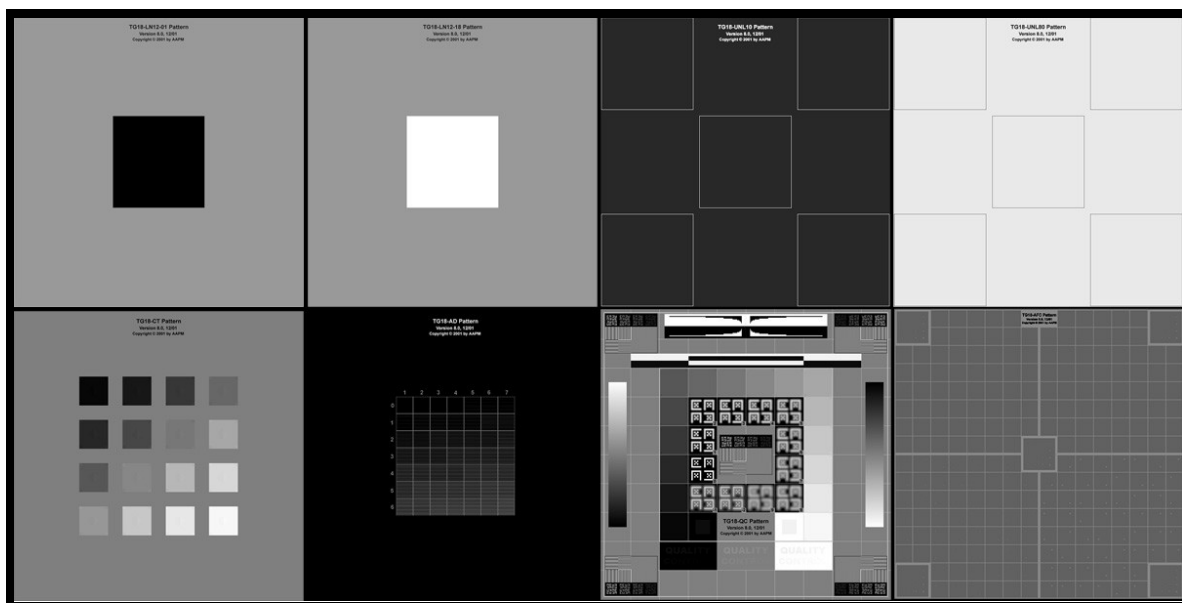
Mittauspöytäkirjapohja saatiin Seinäjoen keskussairaalan radiologialta. Mittauspöytäkirja on toteutettu Microsoft Excel -taulukkolaskentaohjelmalla, joka tarjoaa

joustavan ympäristön mittaustulosten käsittelyyn ja analysointiin. Mittaustaulukko-pohja sisälsi tarvittavat laskentafunktiot, jonka avulla määritettiin muun muassa luminanssivasteen käyrä sekä eri mittausten hyväksyttävyyssrajat. Mittauspöytäkirja sisältää neljä välilehteä:

1. "Mittaukset"-välilehti, joka sisältää varsinaisen pohjan, johon tarkkuusmittausten arvot sijoitetaan.
2. "Yhteenveto"-välilehti, joka sisältää yhteenvedon siitä, mitkä suoritetuista testeistä on läpäisty ja missä on huomioitavaa.
3. "Xi-mittari"-välilehti, johon varsinaiset mittauservot ohjattiin, kun "Xi View"-ohjelmistoon luotu yhteys on aktiivinen. Tälle välilehdelle tulevat mittausarvot on linkitetty "Mittaukset"-välilehden kenttiin, joihin arvot tulevat.
4. "Laskenta"-välilehti, joka sisältää tarvittavat laskentayhtälöt, jotta saatuja luminanssiarvoja voidaan verrata DICOM GSDF -harmaasävyfunktioon. Välilehti sisältää myös diagrammin, jossa esiintyvät itse mittauservot, DICOM GSDF -harmaasävyfunktion sovituskäyrän sekä ± 10 % hyväksyttävyyssrajat mittauservoille.

3.4 TG18-testikuvat

Laadunvalvontamittauksissa käytettiin apuna AAPM:n TG18-työryhmän kehittämiä testikuvia (kuva 5). Jokaiseen mittaustaulukossa olevaan päällä olevalle näytölle suoritettavaan laadunvalvontatestiin oli omat testikuvansa tai kuvasarjansa. Testikuvat ovat vapaasti ladattavissa TG18-työryhmän kotisivuilta ja ne ovat saatavilla häviöttöminä 16-bittisinä kuvatiedostoina sekä DICOM- että TIFF-formaatissa. Kaikkia saatavilla olevia TG18-testikuvia ei ollut tarvetta käyttää tässä projektissa.



Kuva 5. TG18-testikuvia. (American Association of Physicists in Medicine 2006.)

Testikuvien katselussa ilmeni aluksi ongelmia, sillä niitä yritettiin muuttaa monien yleisempien kuvankatseluohjelmien käytön mahdollistavaan BMP- sekä PNG-muotoon, jotka ovat myös häviöttömiä. Kuvien muuntamisen jälkeen huomattiin kuitenkin että muunnetut kuvat olivat muuttuneet ulkonäöltään huomattavasti alkuperäisiin verrattuna. Kuvien muuttumisen ansiosta mittaustestit antoivat väärä lukemia. Asiaan perehtymisen jälkeen huomattiin että ongelma ei välttämättä ollutkaan itse kuvaformaatin muunnosprosessissa, vaan kuvankatseluohjelmissa. Kokeiltiin myös tiettyjä ohjelmia, jotka väittivät tukevansa DICOM- ja TIFF-formaatteja, mutta kuvat näkyivät silti niissäkin väärin. Lopulta päädyttiin siihen lopputulokseen, että yleisimpien kuvankatseluohjelmien kapasiteetti ei ollut tarpeeksi riittävä käsittelemään korkealla bittisyvyydellä varustettuja TG18-testikuvia. DICOM:n kotisivuilta löytyy kuitenkin linkkejä ohjelmien kotisivuille, jotka on kehitetty nimenomaan DICOM-formaatissa olevien kuvatiedostojen katseluun. Monet näistä ohjelmista ovat ilmaisia ja vapaata lähdekoodia. Testikuvien katseluun päädyttiin lopulta käyttämään Planar Systemsin kehittämää Dome CXtra-kalibrointiohjelmistoa, joka sisälsi kaikki tutkimuksessa tarvittavat TG18-testikuvat ja helposti käytettävän ohjelman niiden katselemiseen.

Taulukko 5. Tutkimuksessa käytetyt testikuvat ja testit, joissa niitä käytettiin.

Nimi	Testi
TG18-LN12-01...LN12-18	Luminanssivaste
TG18-UNL10 & UNL80	Luminanssin tasaisuus
TG18-CT	Luminanssin kulmariippuvuus
TG18-AD	Diffuusi heijastus
TG18-QC	Geometriset vääristymät & resoluutio
TG18-AFC	Kohina
TG18-UN10 & UN80	Virheelliset pikselit

3.5 Mitatut kuvankatselunäytöt

Tutkimuksessa mitattiin yhteensä 17 eri kuvankatselunäyttöä, joista 12 kappaletta oli Seinäjoen keskussairaalan omaisuutta ja 5 kappaletta Seinäjoen terveyskeskuksen omaisuutta. Taulukossa 6 on lueteltu kaikki tutkimuksessa mitatut näytöt, niiden kappalemäärät sekä muutamia valmistajilta saatuja perusominaisuuksia. LCD-näytöille suoritettiin yhteensä kolmetoista eri laadunvalvontatestiä, jotka löytyivät mittaustaulukon ”Mittaukset”-välilehdeltä.

Taulukko 6. Tutkimuksessa mitatut näytöt sekä muutamia valmistajien ilmoittamia perustietoja.

Näyttömalli ja määrä	Luminanssi (cd/m ²)	Kontrasti	Resoluutio
Planar PX212M (2 kpl)	300	1000:1	1600x1200
Samsung SyncMaster 214T (7 kpl)	300	1000:1	1600x1200
Planar Dome GX2MP (2 kpl)	300	1000:1	1600x1200
Samsung SyncMaster 213T (1 kpl)	250	500:1	1600x1200
Samsung SyncMaster 710v (1 kpl)	290	500:1	1280x1024
Fujitsu Siemens ScenicView B19-3 (1 kpl)	300	1000:1	1280x1024
HP L2245wg (1 kpl)	300	1000:1	1680x1050
Eizo FlexScan S2100 (2 kpl)	300	1000:1	1600x1200

Kliinikkolääkäreillä on yleensä käytössään yksi tai kaksi kappaletta lausunto-monitoreja yhtä työasemaa kohden. Testissä olevat näytöt olivat ns. sekundaarisia kliinikkomonitoreja, jotka olivat tavallisia työasemanäyttöjä.



Kuva 6. Lääkäreiden työasemanäyttöjä.

Lääkäreiden työasemat koostuivat potilastietojärjestelmän tietojen katseluun tarkoitetusta monitorista sekä radiologisten kuvien tarkasteluun tarkoitetusta kuvankatselumonitorista. Kuvankatselumonitorit on käännetty pystyasentoon, jotta tarkastettava kuva saadaan aukeamaan mahdollisimman suurena näytölle.

3.6 Dome CXtra

Laadunvalvontamittausten yhteydessä jokaiselle tutkimuksessa mukana olleelle kuvankatselunäytölle suoritettiin DICOM-kalibrointi, jonka avulla näyttöjen harmaasävyjen toisto saatiin optimoitua ihmissilmälle sopivaksi. Kalibroinnin ensisijaisena tarkoituksena oli pyrkiä parantamaan näyttöjen ominaisuuksia röntgenkuvien katselun kannalta. Tutkimuksessa käytettiin erillistä DICOM-kalibrointiin suunniteltua Planar Systemsin kehittämää Dome CXtra -kalibrointiohjelmistoa. Tutkimuksessa käytetty ohjelmiston versionumero oli 5.4.4, joka oli päivitetty vuonna 2007. Dome CXtra -ohjelmisto on pääasiassa tarkoitettu Planarin omien näyttöjen kalibroimiseen, mutta sen hyödyntäminen muidenkin valmistajien näyttöihin on täysin mahdollista, sillä se noudattelee näyttömerkistä riippumatonta DICOM-standardia. Kalibrointiin tarvitaan Planar-pintaluminanssimittari (kuva 7) ja Dome CXtra -ohjelmisto (Planar Systems, Inc. 2007). Planar-pintaluminanssimittarin mitta-

alue oli $0.1 - 800 \text{ cd/m}^2$ ja sen tarkkuus oli $\leq 0.0002 \text{ cd/m}^2$. Mittarin sertifiointista vastasi CE-merkki. (NDS Surgical Imaging [Viitattu 17.8.2010].)



Kuva 7. Planar-pintaluminanssimittari.

Dome CXtra -kalibrintipaketin asennus ja käyttöönotto sujui täysin moitteettomasti. Mukana tulleelta CD-levyltä asennettiin aluksi Planar-pintaluminanssimittarin ajurit, joiden avulla tietokone tunnisti mittarin ja kykeni ottamaan sen käyttöön. Seuraavaksi tietokoneelle asennettiin varsinainen kalibrintiohjelmisto. Ohjelmiston asennusvaiheessa käyttäjän annettiin valita ne ohjelman osat, jotka hän haluaa asentaa ja ottaa käyttöön. Tutkimuksessa olleille näytöille asennettiin vain osa ohjelmiston osista. Ohjelman osat ja niiden käyttötarkoitus on lueteltu taulukossa 7.

Taulukko 7. Dome CXtra -kalibrointiohjelmiston osat ja niiden käyttötarkoitus. (Planar Systems, Inc. 2007.)

Ohjelmiston osan nimi	Käyttötarkoitus
CXFramework	Ohjelmiston toiminnan kannalta välttämättömät tiedostot, jotka oli pakko asentaa.
Backlight Saver	Sammuttaa näytön taustavalon tietokoneen ollessa käyttämättömänä, jotta taustavalon elinikä pysyisi pidempänä. Backlight Saver päätettiin olla asentamatta, sillä vastaava toiminto löytyy valmiina Windows-käyttöjärjestelmästä.
Privilege	Suojaa ohjelmassa tehdyt asetukset salasanalla.
DICal	Kalibroi näytön DICOM GSDF -harmaasävyfunktion mukaiseksi ja varmistaa Conformance-yhdenmukaisuustestillä, että näyttö täyttää DICOM-standardissa määritellyt harmaasävyfunktion vaatimukset. Lisäksi DICal-palvelu voidaan määrittää käynnistymään tietyin väliajoin. DICOM-kalibroinnin ja yhdenmukaisuustestin suorittaminen vaativat Planar-pintaluminanssimittarin.
RightLight	Sisältää automatisoidut palvelut näytön taustavalon stabilisointiin, DICOM-kalibrointiin ja GSDF-harmaasävyfunktion yhdenmukaisuustestiin. Palvelu hyödyntää tietyissä Planar-näyttöjen malleissa olevaa sisäistä taustavalon kirkkautta mittaavaa sensoria. RightLight-palvelu päätettiin olla asentamatta, sillä mita- tuissa näytöissä sensoria ei ollut.
Test Patterns	Tarjoaa testikuvia (muun muassa tutkimuksessa käytetyt TG18-testikuvat) ja sallii mukautettujen testikuvien käytön monitorin suorituskyvyn demonstroimiseen ja arviointiin.

DIN Test	Sisältää näytön suorituskyvyn testauksen saksalaisen DIN 6868-57 -standardin mukaisesti.
TG18 Test	Suorittaa näyttöjen suorituskyvyn arvioinnin AAPM TG18 -työryhmän suositusten mukaisesti.

DICOM-kalibrointi suoritettiin Dome CXtra-ohjelmassa olevan DICal-palvelun avulla. Käyttäjä määrittää ensin kalibroinnissa käytettävien eri harmaasävykuvien määrän, jonka jälkeen kalibrointi suoritetaan harmaasävyasteikon läpi pitämällä pinta-luminanssimittaria näytön keskellä. Tässä tutkimuksessa kalibroinnin eri harmaasävyjen määräksi valittiin 32 kappaletta. Kalibroinnin jälkeen suoritettiin vielä Conformance-yhdenmukaisuustesti, joka tehtiin samaan tapaan kuin varsinainen kalibrointi. Testin tarkoituksena oli varmistaa että DICOM-kalibrointi ajettiin läpi onnistuneesti. Yhdenmukaisuustestin harmaasävyjen määräksi valittiin 16 kappaletta. Testin jälkeen ohjelma antoi ilmoituksen, oliko kalibrointi onnistunut vai jäikö jotain huomautettavaa. Ohjelma sisältää asetuksen, jonka avulla DICOM-kalibrointi otetaan käyttöön automaattisesti tietokoneen käynnistyksen yhteydessä.

4 MITTAUSTESTIT JA -TULOKSET

Tässä kappaleessa käsitellään tutkimuksessa tehtyjä testejä ja niiden tuloksia. Osassa tutkimustuloksista käsitellään myös näytön DICOM-kalibroinnin seurauksena saatuja mittauservoja. Testit voitiin jakaa kolmeen eri osioon:

- ympäristön vaikutuksia käsittelevät mittaukset
- näytön ominaisuuksia käsittelevät mittaukset
- Visuaaliset testit.

4.1 Ympäristön vaikutuksia käsittelevät mittaukset

Tässä kappaleessa käsitellään niitä tutkimuksessa tehtyjä laadunvarmistusmittauksia, jotka eivät ole riippuvaisia itse testattavan näytön ominaisuuksista, vaan ympäristötekijöistä. Tässä tutkimuksessa suoritettuja ympäristön vaikutuksia käsitteleviä mittauksia edustaa ympäröivä valaistus ja näytölle heijastuva valo.

Työskentelytiloissa olevien näyttöjen optimaalinen sijoittaminen on hyvin tärkeää, jotta näytön kuvanlaatu on tarpeeksi tarkka. Näytöt tulisi aina sijoittaa siten, että ympäristöstä heijastuvan valon määrä pysyisi mahdollisimman alhaisena. Näytön tarkastelupaikan takaa ei saisi heijastua valoa ikkunoista, kattovalaisimista tai muista valonlähteistä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 63.)

Jos ympäröivä valaistus on liian korkea, se voi vaikeuttaa erityisesti matalakонтрастisten kohteiden erottamista näytöltä. Korkeakонтрастiset kohteet voivat myös liian korkean ympäröivän valaistuksen myötä heijastaa muotoja näytölle. Näitä kohteita voivat olla esimerkiksi valkoiset seinät, röntgenkuvien katseluun käytetyt valotaulut tai käyttäjän oma varjo. Ympäristön vaikutusta käsittelevät mittaukset

suoritettiin näytön ollessa suljettuna.

Kahdessa seuraavassa taulukossa on lueteltu mittauskohteiden ympäröivän valaistuksen sekä näytölle heijastuvan valon mittausarvot. Taulukossa 8 luetellaan Seinäjoen keskussairaalta saadut arvot ja taulukossa 9 luetellaan Seinäjoen terveyskeskukselta saadut arvot. Osassa keskussairaalan työtiloista oli monta työasemaa yhdessä huoneessa, joten työtilojen näyttöjen lukumäärät on myös taulukoitu. Terveyskeskuksessa tehdyissä mittauksissa oli aina yksi työasema yhtä huonetta kohden. Terveyskeskuksen näyttöjen mittaustuloksissa on lisäksi vertailtu ympäröivän valaistuksen ja näytölle heijastuvan valon määrää muuttamalla huonevalaistuksen kirkkautta. Suurimmassa osassa keskussairaalan ja terveyskeskuksen työtiloista oli mahdollista säätää kattovalaisimien kirkkaustasoa säätämällä ne ns. puoliteholle.

IPEM:n mukaan radiologien käyttämien primaaristen laadunvalvontamonitorien ympäröivän valaistuksen määrä tulisi olla alle 15 luksia. AAPM:n mukaan noin 25 luksin ympäröivää valaistusta voitaisiin vielä pitää hyväksyttävänä (Järvinen ym. 2008, 62). Taulukoita 8 ja 9 tarkastelemalla voidaan huomata että tutkimuksessa testatuista arvoista yksikään ei yltänyt näin alhaisiin lukemiin.

Taulukko 8. Mitatut kuvankatseluympäristön valaistusarvot ja sammutetuilta näyttöiltä heijastuvan valon luminanssiarvot keskussairaalassa.

Paikka ja mitattu näyttö	Näyttöjen lukumäärä	Ympäröivä valaistus (lux)	Sammutetulta näyttöltä heijastuva valo (cd/m ²)
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 070013856	2 kpl (näyttöpäri)	116,5 – 134,9	0,25 – 0,3
Radiologia Ultraäänitutkimuksen sanelutila, 090019557 & 100021218	2 kpl	32,7 – 52,3	0,2
Kirurgia, vastaanotto 6, PC2623	2 kpl (näyttöpäri)	366,9	0,45
Kirurgia, lähetteet, PC2272	1 kpl	348,4	0,55
Kirurgia, lähetteet, PC3716 & PC2271	2 kpl	675,4 – 679,3	0,65 – 0,75
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2625	2 kpl (näyttöpäri)	394,8 – 436,3	0,65
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2626	1 kpl	522,7	0,9

Mittauksissa saaduista ympäröivän valaistuksen arvoista voidaan päätellä että useissa työskentelytiloissa oli mittauksella liian korkea valaistus (vrt. taulukko 1). Mittaukset pyrittiin suorittamaan samassa valaistuksessa, joka huoneessa oli luonnostaan päällä. Terveyskeskuksen työskentelytiloissa valaistuksen määrän katsottiin kuitenkin olevan niin korkea että ylimääräiset mittaukset himmennetyillä

valoilla olivat tarpeen.

Taulukko 9. Terveyskeskuksen näyttöjen ympäristön vaikutukset.

Paikka ja mitattu näyttö	Ympäröivä valaistus (lux) norm. valo / himm. valo	Sammutetulta näytöltä heijastuva valo (cd/m ²)
		norm. valo / himm. valo
TK, K3-huone	696,3 / 53,6	1,1 / 0,45
TK, L4-huone	678,5 / 118,2	1,5 / 0,55
TK, keittiönkäytävä	768,7 / 150,8	1,45 / 0,45
TK, E1-huone	696,5 / 86,9	0,9 / 0,25
TK, hoituhuone 321	761,8 / 84	0,95 / 0,25

Liian korkean ympäröivän valaistuksen syynä voidaan pitää sitä että mittaushetkellä työskentelytiloissa ei suoritettu röntgenkuvien tarkastelua, joten huonevalaistusta pidettiin normaalille toimistotyöskentelylle tyypillisellä tasolla. Terveyskeskuksessa himmeänkään kattovalaistuksen käyttö ei tuottanut tarpeeksi alhaisia arvoja.

Liian korkea ympäröivän valaistuksen määrä vaikuttaa luonnollisesti myös näytöltä heijastuvan valon suuruuteen. Jos näytöltä heijastuvan valon mittausravot ovat liian korkeita, se aiheuttaa luminanssivasteen arvojen hajaantumisen varsinkin tummemmissa harmaasävyissä (American Association of Physicists in Medicine 2005, 85). Jotta luminanssivasteet pysyisivät AAPM:n suositusten mukaisten DICOM-kalibroinnin ± 10 % hyväksyttävyyssrajojen sisällä, tulisi siis tarkistaa että näytöltä heijastuvan valon määrä ei pääse kasvamaan liian korkeaksi. Luminanssivasteeseen perehdytään enemmän näytön ominaisuuksien mittausta käsittele-

vässä luvussa.

Ympäröivän valaistuksen ja näytöltä heijastuvan valon arvot on erittäin helppo saada pysymään hyvissä rajoissa säätämällä huonevalaistusta niin himmeäksi kuin mahdollista ja huolehtimalla, että ikkunoista ei pääse liikaa valoa sisään. Tarvittaessa voidaan myös harkita näytön uudelleensijoittamista paikkaan, josta sen pinnalta pääsee heijastumaan vähemmän valoa. Kuvankatselutilan valojen suuntaus on hyvä kohdistaa näytöstä pois päin, mikäli tämä on mahdollista. Valoja ei tulisi myöskään asettaa näyttöjen eteen.

4.2 Näytön ominaisuuksia käsittelevät mittaukset

Tässä kappaleessa perehdytään niihin laadunvalvontamittauksiin, joihin vaikuttavat itse näytön ominaisuudet. Näitä testejä tässä tutkimuksessa edustivat luminanssivasteen ja luminanssin tasaisuuden mittaukset. Luminanssivasteen mittauksen perusteella voidaan määrittää myös näytön luminanssisuhde (kaava 3). Jokaisen testatun LCD-näytön oma kirkkaus säädettiin suurimpaan arvoonsa ennen DICOM-kalibroinnin ja mittaustestien suorittamista.

Näytön ominaisuuksia koskevat mittaukset suoritettiin kaksi kertaa. Ensiksi mittaukset tehtiin näytölle sen ollessa kalibroimattomassa tilassa, jonka jälkeen mittaukset tehtiin toistamiseen näytön DICOM-kalibroinnin jälkeen. Vertaamalla näitä arvoja keskenään voidaan esittää näytön DICOM-kalibroinnin vaikutus.

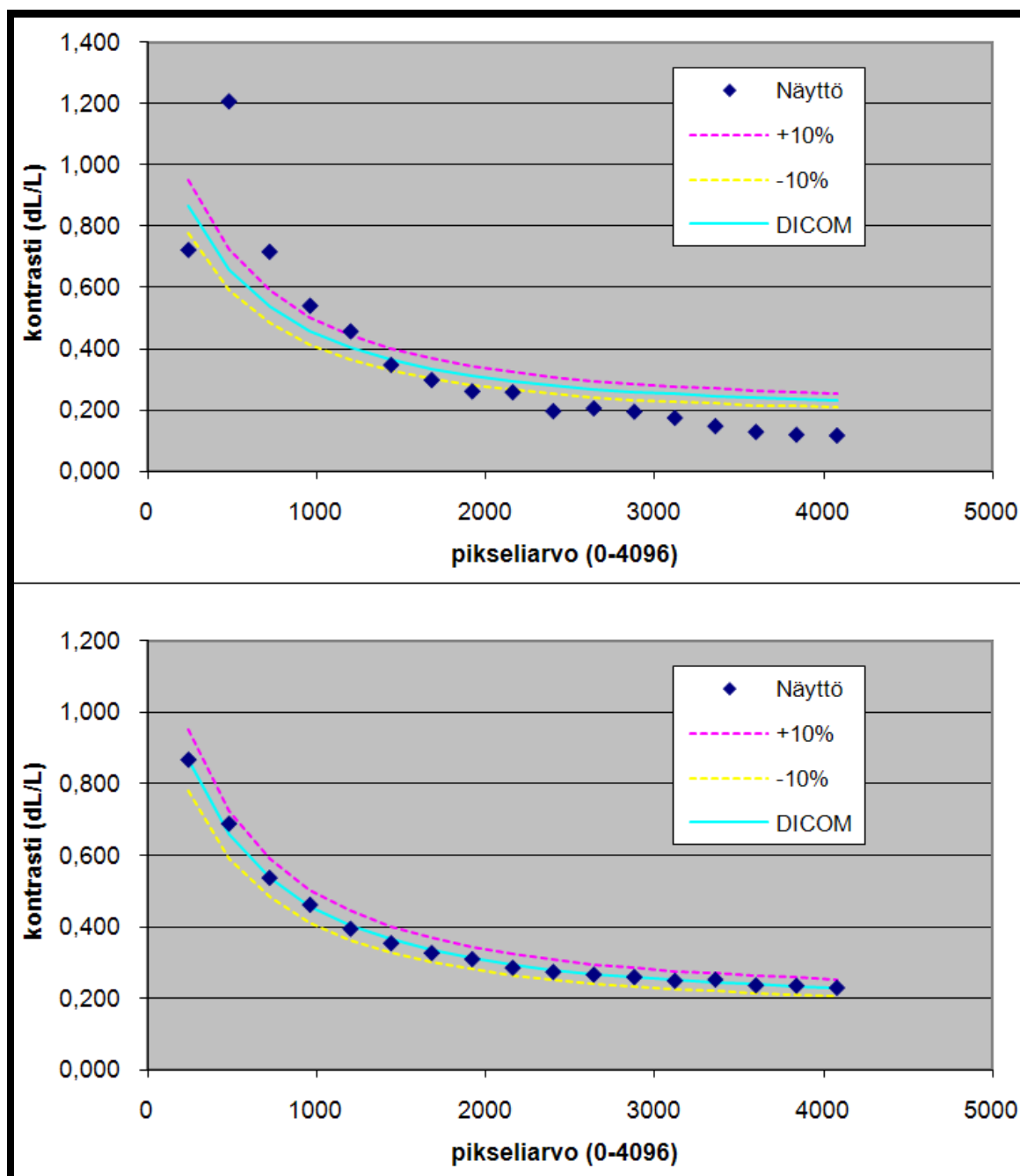
4.2.1 Luminanssivaste ja luminanssisuhde

Tutkimuksessa suoritettujen näytön laadunvalvontamittausten tärkeimpänä vaiheena voidaan pitää luminanssivasteen mittausta ja sen vertaamista standardoituun DICOM-harmaasävyfunktioon.

Luminanssivasteen mittaukset suoritettiin pitämällä Unfors Xi -pintaluminanssimittaria näytön pinnan keskiosassa ja käymällä läpi TG18-LN12-

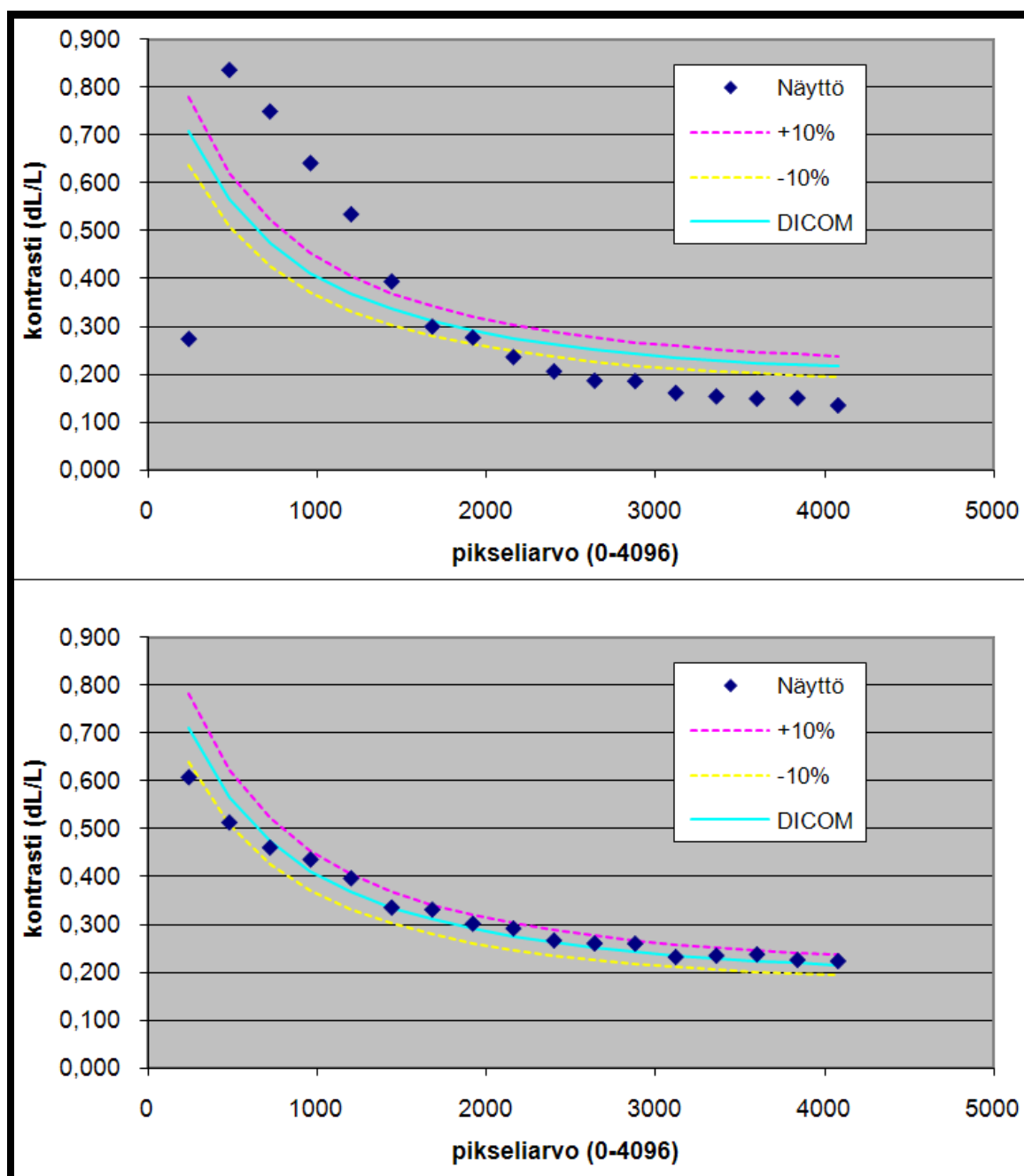
testikuvasarjan kaikki 18 eri harmaasävyä. Kuvasarjan jokaisesta harmaasävystä mitattiin Unfors Xi -pintaluminanssimittarilla luminanssiarvot. Kun kaikki 18 eri luminanssiarvoa oli mitattu mittauspöytäkirjaan, voitiin tarkastella luminanssivasteen sovitusta DICOM GSDF -harmaasävyfunktioon. Kuvaajasta selviää mitatut luminanssiarvot, DICOM GSDF -harmaasävyfunktion mukainen luminanssikäyrä sekä hyväksyttävät ± 10 % poikkeamarajat DICOM-käyrästä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 84.)

Luminanssivasteen mittaussuoritus suoritettiin kaksi kertaa jokaiselle näytölle. Ensimmäinen mittaussuoritus suoritettiin näytön ollessa kalibroimattomassa tilassa ja toinen, kun näyttö oli DICOM-kalibroitu. Näitä luminanssivasteen mittaustuloksia vertailemalla voitiin tehdä johtopäätöksiä DICOM-kalibroinnin hyödyllisyydestä. Seuraavassa on esitelty muutamia mittauksista saatuja luminanssivasteen käyriä. Kuviossa 5 on esitelty Seinäjoen keskussairaalan ultraäänitilassa sijaitsevan tietokoneen 090019557 näytön luminanssivasteet ennen DICOM-kalibrointia ja sen jälkeen. Kuviossa 6 taas esitellään keittiönkäytävän näyttö Seinäjoen terveyskeskukselta sekä kuviossa 7 tuodaan esille samalla näytöllä, miten liiallinen valaistus vaikuttaa luminanssivasteeseen.



Kuvio 5. Ultraäänitilan näytön 090019557 mitatut luminanssivasteet, a) kun näyttö on ilman DICOM-kalibrointia ja b) näytön ollessa DICOM-kalibroitu.

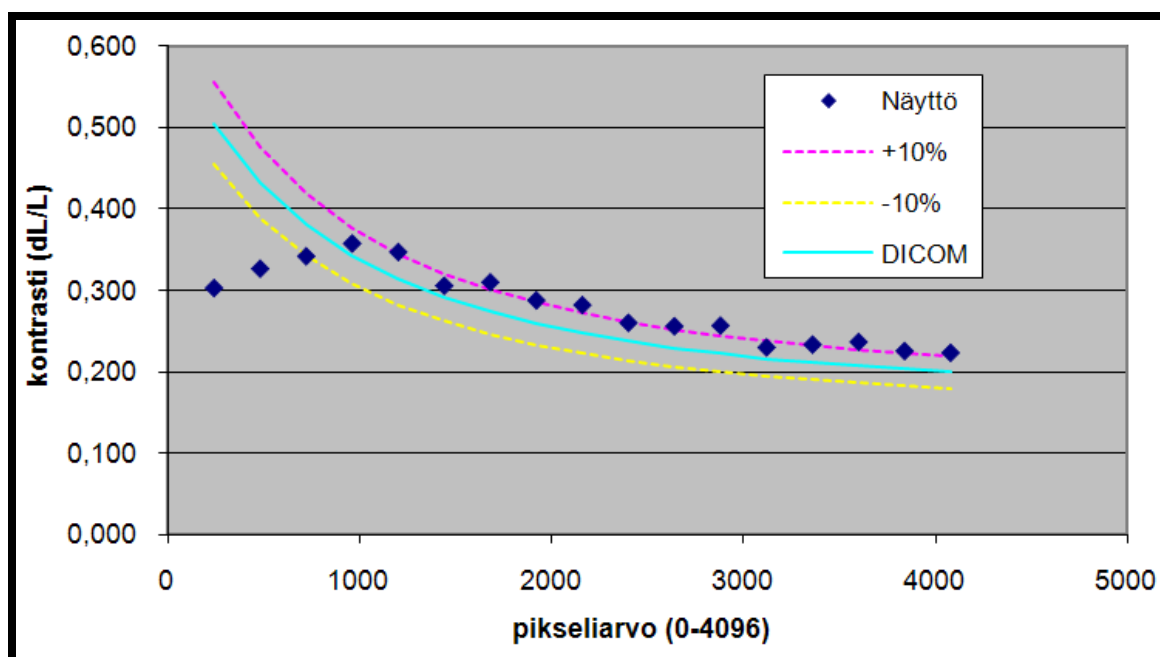
Kuvion 5 ylempänä näkyvästä kalibroimattoman näytön käyrästä ainoastaan yksi luminanssiarvo osuu hyväksytyn $\pm 10\%$ hyväksyttävyyalueen sisäpuolelle. Varsinkin tummempien harmaasävyjen kohdalla esiintyy suurta poikkeamaa DICOM-kalibrointikäyrästä. DICOM-kalibroinnin jälkeen näytön kaikki luminanssiarvot sijoittuvat hyväksyttävyyden rajojen sisäpuolelle. Mittaushetkellä ultraäänitiloissa oli päällä himmeä kattovalaistus. Näytöltä heijastuvan valon määrä oli tuolloin $0,2 \text{ cd/m}^2$.



Kuvio 6. Terveyskeskuksen keittiönkäytävän näytön mitatut luminanssivasteet, a) kun näyttö on ilman DICOM-kalibrointia ja b) näytön ollessa DICOM-kalibroitu.

Kuviossa 6 esitetyn terveystieteiden keittiönkäytävän näytön luminanssivasteen käyrien kohdalla voidaan jälleen huomata, että kalibroimattoman näytön luminanssivasteista vain kaksi pysyy hyväksytyissä lukemissa monien muiden arvojen ollessa hyvinkin kaukana DICOM-käyrästä. DICOM-kalibroinnin ansiosta mitattujen luminanssivasteiden hajaantumista on saatu vähennettyä ja ainoastaan ensimmäinen arvo sijoittuu hieman $\pm 10\%$ hyväksyttävyyden alueen ulkopuolelle. Mittaushetkellä näytön yläpuolella oleva kattovalaisin oli pois päältä ja sälekaihtimet olivat kiinni.

Mitattu näytöltä heijastuvan valon määrä oli $0,45 \text{ cd/m}^2$.



Kuvio 7. Liiallisen valaistuksen vaikutus terveyskeskuksen keittiönkäytävän DICOM-kalibroidun näytön luminanssivasteeseen.

Kuviossa 7 on esitetty terveyskeskuksen keittiönkäytävän näytön luminanssivasteen mittauksen tulos, kun huonevalaistusta ei ole himmennetty. Kyseiset luminanssiarvot mitattiin DICOM-kalibroinnin jälkeen. Mittaustulos osoittaa, että liiallinen huonevalaistus vaikuttaa merkittävästi varsinkin alkupäässä oleviin tummempien harmaasävyjen luminanssiarvoihin. Edes näytön DICOM-kalibrointi ei riitä korjaamaan kuin neljä mitatuista arvoista hyväksyttävyyden rajojen sisään. Mittaushetkellä huoneessa oli päällä normaali kattovalaistus. Näyttö oli myös lievästi suunnattuna ylöspäin, jolloin sen yläpuolella oleva kattovalon valo heijastui voimakkaasti näytön pinnasta. Huoneen ikkunan sälekaihtimet olivat myös auki. Mitattu näytöltä heijastuvan valon määrä oli tässä tapauksessa $1,45 \text{ cd/m}^2$.

Keskussairaalalla suoritetuista DICOM-kalibroittujen näyttöjen luminanssivasteen mittaustesteistä puolet läpäisi täysin hyväksytysti AAPM:n määrittämän $\pm 10 \%$ hyväksyttävyyden rajan GSDF-harmaasävyfunktioista. Terveyskeskuksessa testin läpäisi täysin hyväksytysti vain yksi näyttö. Näytöissä, jotka eivät läpäisseet testiä täysin hyväksytysti, ilmeni yleensä noin 1 - 3 hyväksyttävyyden rajan ulkopuolelle jäävää luminanssiarvoa. Näytöltä heijastuvan valon määrä vaikuttaa myös mitattujen lu-

minanssiarvojen hajanaisuuteen.

Luminanssisuhteen arvojen hyväksyttävyyssrajaksi tavallisille työasemanäytöille on AAPM-julmaisussa määritelty vähintään 100:1 (American Association of Physicists in Medicine 2005, 84). Tutkimuksessa mitatuista näytöistä kaikki 17 kappaletta ylsi hyväksyttävyyssrajan yläpuolelle.

4.2.2 Luminanssin tasaisuus

Näyttöjen ominaisuuksia koskevien mittausten toisena vaiheena oli luminanssin tasaisuuden mittaaminen, jolla tarkoitetaan luminanssin muutoksia näytön pinnan eri kohdissa. Luminanssin epätasaisuuteen nestekidenäytöissä vaikuttaa lähinnä taustavalon epätasaisuus, näytön pinnan omat kirkkauden epätasaisuudet, harmaasävyjen paikalliset muutokset näytöllä ja näytön nestekiteiden paksuus. Ihmisen silmä ei normaalisti ole herkkä hyvin alhaisille luminanssin tasaisuuden muutoksille. Tämän ansiosta koko näytön pinnalle ulottuva asteittainen luminanssin epätasaisuus ei koidu ongelmaksi, ellei muutos ole erittäin korostunut. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 89.)

Luminanssin tasaisuus selvitettiin mittaamalla pintaluminanssimittarin avulla tummaa ja vaaleaa harmaasävyä näytön keskeltä ja sen jokaisesta kulmasta. Näin saadaan selville luminanssin vaihtelut näytön pinnan eri kohdissa. Mittauksessa käytettävät AAPM:n testikuvat olivat tumman harmaa TG18-UNL10 ja vaalean harmaa TG18-UNL80. DICOM-standardi hyväksyy maksimissaan 30 %:n vaihtelun pinnan eri kohtien luminanssiarvoissa. Luminanssin tasaisuuden mittaukset suoritettiin sekä näytön ollessa kalibroimattomana että näytön ollessa DICOM-kalibroitu. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 92–93.)

Taulukoissa 10 ja 11 on lueteltu kaikkien tutkimuksessa mitattujen näyttöjen kalibroimattomat ja DICOM-kalibroidut luminanssin tasaisuuden arvojen virheprosentit. Taulukossa 10 on lueteltu keskussairaalan näytöt ja taulukossa 11 terveyskeskusten näytöt. Taulukoissa on myös eroteltu punaisella värillä ne arvot, jotka sijoittuvat DICOM-standardissa määritellyn 30 %:n hyväksyttävyyssrajan ulkopuolelle.

Taulukko 10. Keskussairaalan näyttöjen luminanssin tasaisuudet.

Paikka ja mitattu näyttö	UNL10, virhe % ei kbr. / kbr.	UNL80, virhe % ei kbr. / kbr.
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 070013856, vas. näyttö	54,5 / 53,6	28,1 / 30,8
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 070013856, oik. näyttö	32,3 / 35,7	15,4 / 16,4
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 090019557	38,1 / 36,0	17,5 / 17,8
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 100021218	39,4 / 40,3	18,8 / 18,4
Kirurgia, vastaanotto 6, vas. näyttö	26,4 / 31,0	22,8 / 22,5
Kirurgia, vastaanotto 6, oik. näyttö	8,1 / 8,1	17,0 / 14,7
Kirurgia, lähetteet, PC2272	51,5 / 47,3	21,2 / 25,9
Kirurgia, lähetteet, PC3716	37,3 / 32,8	22,1 / 21,8
Kirurgia, lähetteet, PC2271	37,5 / 35,2	22,1 / 21,1
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2625, vas. näyttö	40,3 / 49,2	14,4 / 18,4
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2625, oik. näyttö	42,4 / 38,8	17,5 / 16,3
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2626	41,9 / 41,2	21,1 / 20,9

Taulukko 11. Terveyskeskuksen näyttöjen luminanssin tasaisuudet.

Paikka ja mitattu näyttö	UNL10, virhe % ei kbr. / kbr.	UNL80, virhe % ei kbr. / kbr.
TK, K3-huone	30,7 / 21,8	27,7 / 28,3
TK, L4-huone	34,5 / 36,6	26,1 / 28,0
TK, keittiönkäytävä	30,6 / 25,2	24,9 / 25,0
TK, E1-huone	25,4 / 25,2	15,5 / 15,0
TK, hoituhuone 321	25,8 / 26,5	11,0 / 14,1

Taulukkoja tarkastelemalla voidaan huomata että harmaasävyistä tummempi TG18-UNL10 sisältää huomattavasti suurempia luminanssin epätasaisuuksia kuin vaaleampi TG18-UNL80-testikuva, jonka arvot yhtä lukuun ottamatta läpäisivät testin. Kaikista mitatuista näytöistä luminanssin tasaisuuden testin läpäisi täydellisesti ainoastaan viisi näyttöä. DICOM-kalibroinnin hyödyllisyys luminanssin tasaisuuden mittauksissa jäi hieman arveluttavaksi, sillä luminanssin epätasaisuuksissa esiintyi näyttöjen kalibroinnin jälkeen sekä nousua että laskua. Visuaalisesti tarkastelemalla näytöissä ei ollut havaittavissa kovinkaan suuria luminanssin epätasaisuuksia. Nestekidenäytöissä luminanssin epätasaisuudet johtuvat yleensä näytön taustavalon epätasaisuudesta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 95.)

Kesällä 2010 julkaistussa Oulun yliopistossa tehdyssä tutkimuksessa yli puolella mitatuista terveyskeskusten LCD-värinäytöistä luminanssin tasaisuuden hyväksyttävyyssrajat ylittyivät. Tutkimuksessa mitattiin eri terveyskeskuksissa yhteensä 17 LCD-värinäyttöä, joista 10 kappaletta ei saavuttanut hyväksyttävyysskriteerejä. Suuret luminanssin epätasaisuudet hankaloittavat kontrastierojen havaitsemista lääketieteellisistä kuvista, jonka ansiosta kuvien diagnostinen tarkkuus heikkenee. (Liukkonen 2010, 117.)

4.3 Visuaaliset testit

Tässä kappaleessa perehdytään niihin laadunvalvontatesteihin, jotka tehtiin pelkästään visuaalisesti joko näytön ollessa suljettuna tai TG18-testikuvia katselemalla. Ainoat visuaalisissa testeissä käytetyt työkalut olivat tavallinen viivoitin sekä suurennuslasi. Tutkimuksessa tehtyjä visuaalisia testejä oli määrällisesti eniten ja niitä edustivat spekulaarisen heijastuksen havainnointi, luminanssin kulmariippuvuus, diffuusiheijastus, geometriset vääristymät, resoluutio, kohina sekä virheellisten pikseleiden paikantaminen.

Visuaalisissa testeissä on otettava huomioon se että ne ovat havaitsijasta riippuvaisia. Niihin vaikuttavat tekijän oma näkö ja kyky hahmottaa eri harmaasävyjä. Luonnollisesti myös näytön ympäristössä olevalla valaistuksella on vaikutuksensa.

Osa visuaalisista testeistä suoritettiin sekä näytön ollessa kalibroimattomana että näytön ollessa DICOM-kalibroituna. Seuraavissa kappaleissa listataan muutamia testeissä saatuja arvoja ja vertaillaan niitä keskenään sekä syvennyttään hieman DICOM-kalibroinnin merkitykseen visuaalisissa testeissä.

4.3.1 Spekulaarinen heijastus

Tutkimuksessa huomattiin että hyvin monessa työskentelytilassa kattovalaisimet oli asennettu näytön yläpuolelle työaseman käyttäjästä hieman taaksepäin. Tämän ansiosta näytölle heijastui lähes poikkeuksetta käyttäjän oma varjo valojen ollessa päällä.

Korkeakontrastisten kohteiden havaitsemisessa löydettiin muutamia huomionarvoisia kohteita. Merkittävimpänä kohteena voidaan pitää muutamissa työskentelytiloissa suoraan näyttöä vastapäätä asetettuja tavanomaisten röntgenkuvien tarkastelussa käytettäviä valotauluja, jotka aiheuttivat heijastuksia näytön pintaan. Myös kirkkaanvalkeat seinät yhdistettynä liian korkeaan huonevalaistukseen lisäsivät heijastusten määrää.

Spekulaarisista heijastuksista aiheutuvat ongelmat on helppo välttää pitämällä huonevalaistus tarpeeksi himmeänä. Näytön asettelua suoraan valotaulua tai muita valoa merkittävästi heijastavia kohteita vastapäätä pitäisi myös pyrkiä välttämään.

4.3.2 Luminanssin kulmariippuvuus ja diffuusiheijastus

Luminanssin kulmariippuvuuden testauksessa käytettiin apuna TG18-CT-kuvaa, jota tarkasteltiin näytöltä visuaalisesti kohtisuoraan edestäpäin. Kuvassa näkyi 16 eri harmaasävyistä neliötä, joiden jokaisen sisällä oli hieman neliön omaa harmaasävyä poikkeavia puolikuun muotoisia kohteita. Testin tarkoituksena oli tarkastella kuvan harmaasävyneliöissä näkyviä kohteita ja määrittää, kuinka monen neliön sisältä ne ovat havaittavissa. DICOM-standardissa määritellyn hyväksyttävyyserajan mukaan jokaisen neliön sisältä tulisi havaita poikkeavat harmaasävykohteet. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 91–92.)

Luminanssin kulmariippuvuuden määrittämiseen on AAPM:n mukaan olemassa huomattavasti tarkempiakin testejä. Näitä perusteellisempia testejä varten tarvitaan ylimääräisiä työkaluja, kuten erilaisia optisia linsskejä tai tietyllä akselilla pyörivää automatisoitua vipuvartta, jonka päässä oleva luminanssimittari mittaa arvoja näytön eri kulmista (American Association of Physicists in Medicine 2005, 92–94). Näitä työkaluja ei tämän projektin toteutuksessa ollut saatavilla, joten testi suoritettiin täysin silmämääräisesti.

Diffuusiheijastuksen määrittelyssä otettiin tarkasteluun TG18-AD-testikuva, joka sisälsi ruudukon eriasteisia harmaasävyjä. Ruudukon harmaasävyt vaihtuivat vähitellen ylhäältä alas tummemmasta vaaleampaan. Testin tarkoituksena oli selvittää, muuttaako huoneessa olevan valaistuksen määrä eri harmaasävyasteiden havainnointikykyä testikuvan ruudukosta. Tämä saatiin selville vertailemalla TG18-AD-testikuvan harmaasävyjä huoneen ollessa normaalivalaistuksessa ja huoneen ollessa pimennettynä. Testi voidaan katsoa näytön kohdalla hyväksytyksi, mikäli harmaasävy muutokset ovat samalla tavalla havaittavissa sekä valaistussa että pimennetyssä huoneessa. (American Association of Physicists in Medicine 2005,

74.)

Taulukossa 12 on lueteltu eri näyttötyyppien kulmariippuvuuden ja diffuusiheijastuksen testeistä saadut arvot. Esimerkinäytöt eri näyttötyypeistä valittiin sattumanvaraisesti. Molemmista testeistä on taulukoitu sekä kalibroimattomat että DICOM-kalibroidut arvot. Kulmariippuvuuden arvoissa taulukointi V/T tarkoittaa niiden testikuvassa TG18-CT olleiden vaaleiden tai tummien neliöiden lukumäärää, joista poikkeavat harmaasävykohteet eivät erottuneet. Hyväksytyssä kulmariippuvuuden testissä tulisi sekä vaaleissa että tummissa neliöissä erottua harmaasävykohteita. Diffuusiheijastuksen arvoissa N/P tarkoittaa testihuonetta normaalivalaistuksessa tai pimennettynä. Hyväksytyssä diffuusiheijastuksen testissä harmaasävyn erotusarvon tulisi olla sama sekä normaalivalaistuksessa että pimennetyssä huoneessa. Taulukossa on merkitty sinisellä sävyllä hyväksytyt arvot.

Taulukko 12. Näyttötyyppien kulmariippuvuudet ja diffuusiheijastukset.

Näyttötyyppi	K. riippuvuus, ei kbr.	K. riippuvuus, kbr.	Diff. heijas- tus, ei kbr.	Diff. heijas- tus, kbr.
	V/T	V/T	N/P	N/P
A	2 / 1	0 / 1	2 / 1	1 / 0
B	0 / 1	0 / 1	2 / 1	1 / 0
C	0 / 1	0 / 1	2 / 1	1 / 0
D	0 / 2	0 / 0	3 / 2	1 / 1
E	0 / 1	0 / 1	4 / 2	4 / 2
F	0 / 2	0 / 2	2 / 1	1 / 0
G	0 / 0	0 / 1	2 / 1	2 / 1
H	0 / 2	0 / 2	2 / 1	1 / 1

Luminanssin kulmariippuvuuden testin hyväksyttävyyssrajana oli, että TG18-CT-testikuvasta oli erotettavissa kaikki vaaleat ja tummat neliöt. Yleisesti ottaen lähes jokaisen näytön kohdalla yhden tai kahden tummimman harmaasävyneliön erottaminen näytöltä ei onnistunut. Kaikki vaaleat harmaasävyneliöt onnistuttiin erottamaan miltei jokaiselta näytöltä. Yhdessä tapauksessa kulmariippuvuustesti läpäisi hyväksyttävyyssrajan DICOM-kalibroinnin ansiosta, mutta toisessa tapauksessa kalibroinnin jälkeen ei enää kyetty erottamaan yhtä tummansävyistä neliötä. Näin ollen DICOM-kalibroinnin merkitystä luminanssin kulmariippuvuuden määrittämisessä ei voida pitää merkittävänä.

Diffuusiheijastuksen määrittämisessä hyväksyttävyyssrajana oli, että TG18-AD-testikuvan kohteet olivat samalla tavalla havaittavissa sekä normaalisti valaistussa että pimennetyssä huoneessa. Tutkimuksessa mitatuista näytöistä poikkeuksetta kaikki sijaitsivat sellaisissa työskentelytiloissa, joissa normaalivalaistus oli suhteellisen korkea. Tämän ansiosta lähes jokaisessa diffuusiheijastuksen testissä TG18-AD-testikuvan erotuskyky kasvoi huomattavasti työhuoneen pimennyksen jälkeen. Muutamassa tapauksessa DICOM-kalibroinnin ansiosta onnistuttiin erottamaan testikuvan kohteet yhtä selkeästi valaistussa ja pimennetyssä huoneessa.

4.3.3 Resoluutio ja geometriset vääristymät

Resoluutiota koskevissa testeissä käytettiin apuna TG18-QC-testikuvaa ja tarvittaessa suurennuslasia. Testin tarkoituksena oli varmistaa, että näyttöjen resoluutiot olivat tarpeeksi tarkkoja röntgenkuvien tarkasteluun. Testi toteutettiin tarkastelemalla testikuvan keskellä olevia pienikokoisia Cx-merkkejä ja varmistamalla, että ne näkyivät tarpeeksi tarkasti. Testikuvassa oli Cx-merkeille tarkkuusasteikko, jonka kuvia verrattiin keskellä näkyviin Cx-merkkeihin. Lisäksi testikuvassa näkyi sekä pysty- että vaakatasossa olevia viivapareja, joiden oli tarkoitus näkyä saman paksuisina. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 96.)

Geometristen vääristymien testissä käytettiin jälleen TG18-QC-testikuvaa sekä myös viivoitinta. Testin tarkoituksena on varmistua, että havaitsijan näkemät kohteet näytöllä vastaavat geometrialtaan alkuperäistä näytöllä näkyvää kuvaa. Vääristymiä saattaa ilmetä pyöreinä muotoina CRT-näytöissä tai muulle kuin natiiviresoluutiolle skaalatuissa LCD-näytöissä. Geometrisia vääristymiä havainnoitiin mittaamalla viivoittimella testikuvassa esiintyvän 6x6 neliöryhmän kaikki neljä reunaa. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 67–68.)

Resoluutiotestien hyväksyttävyyssrajoina AAPM määrittelee Cx-merkkien sijoittumisen tarkkuusasteikolla välille 0 - 4 sekä pysty- ja vaakatasossa olevien viivojen näkymisen saman paksuisina. Geometristen vääristymien tapauksessa AAPM:n hyväksyttävyyssrajana oli, että 6x6 neliökuvion pisimmän ja lyhyimmän sivun pituuspoikkeama ei saa primaarisilla lausuntomonitorilla olla enempää kuin 2 % ja

sekundaarisilla klinikkomonitorilla 5 % (American Association of Physicists in Medicine 2005, 97, 69). Taulukossa 13 on listattu viisi näyttöä, joissa kaikki vaatimukset eivät aluksi täyttyneet.

Taulukko 13. Resoluutiotestien ja geometrysten vääristymien huomautukset keskussairaalassa ja terveyskeskuksessa.

Paikka ja mitattu näyttö	Huomautukset
Kirurgia, lähetteet, PC2271	Vaaka- ja pystyviivat eivät näkyneet saman paksuisina. Geometrista vääristymää noin 6 %.
TK, K3-huone	Vaaka- ja pystyviivat eivät näkyneet saman paksuisina. Geometrista vääristymää noin 7 %.
TK, keittiönkäytävä	Cx-merkkien tarkkuusarvoksi saatiin 9. Vaaka- ja pystyviivat eivät näkyneet saman paksuisina. Geometrista vääristymää noin 9 %.
TK, E1-huone	Vaakaviivat eivät näkyneet saman paksuisina. Geometrista vääristymää noin 6 %.
TK, hoituhuone 321	Cx-merkkien tarkkuusarvoksi saatiin 6. Vaakaviivat eivät näkyneet saman paksuisina.

Hyväksyttävyyssrajojen ulkopuolelle jääneet näytöt olivat aluksi skaalattu muuhun kuin natiiviresoluutioon, mikä selittää hyväksyttävyyssrajoille riittämättömät arvot. Kaikki 17 näyttöä läpäisivät testit hyväksytysti niiden ollessa skaalattuna 1:1 resoluutioon. Näytön tarkkuuden riittämättömyys ja geometrysten vääristymien esiintyminen nestekidenäytöissä on hyvin epätodennäköistä, mikäli näytön perusasetukset ovat kunnossa ja näyttö on asetettu natiiviresoluutioon.

4.3.4 Kohina

Kohinan testauksessa käytettiin apuna TG18-AFC-testikuvaa. Testikuva oli rajattu neljään eri alueeseen. Jokaiselle alueelle oli aseteltu taustan kontrastista eroavia pieniä kohteita. Taustan ja pienten kohteiden kontrastierot vaihtelivat neljän alueen välillä pienemmästä suurempaan. Kuvaa tarkasteltiin normaaliolosuhteissa ja siitä pyrittiin havaitsemaan neliöiden sisällä olevat pienet kohteet kaikilta neljältä alueelta. Testi suoritettiin sekä kalibroimattomalle että DICOM-kalibroidulle näytölle. AAPM:n hyväksyttävyyssrajana primaarisille monitoreille oli että vähintään kolmesta testikuvan alueesta pienet kohteet ovat havaittavissa. Sekundaarisille monitoreille kontrastierot tulisi havaita vähintään kahdesta alueesta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 102.)

Kohinan testauksessa löytyi kolme huomautettavaa näyttöä:

- Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelutila, 070013856, oik. näyttö: Kalibroimattomana kohteet erottuivat **kahdelta** alueelta. DICOM-kalibroinnin ansiosta kohteet erottuivat **kolmelta** alueelta, joka riitti testin läpäisemiseen.
- Kirurgia, vastaanotto 6, näyttöpari: Molemmista näytöistä erottui kalibroimattomana vain **yhden** alueen kohteet. DICOM-kalibroituina vasemmasta näytöstä kohteet erottuivat **kahdelta** alueelta, joka ei siltikään riittä testin läpäisemiseen primaarin lausuntomonitorin kohdalla.

Näyttöjen DICOM-kalibrointien ansiosta kuuden näytön kohinan testitulokset parani yhdellä. Monissa tapauksissa kalibroimattomasta näytöstä kontrastierot havaittiin vain kahdelta alueelta, mutta DICOM-kalibroinnin jälkeen voitiin erot havaita kolmelta alueelta. Kalibroinnin suorittamista monitoreille voidaan siis pitää merkittävänä myös kohinan testituloksia tarkastelemalla. Osasyynä muutamien näytön riittämättömiin tuloksiin voidaan pitää jälleen kerran liian kirkasta huonevalaistusta.

4.3.5 Virheelliset pikselit

Virheellisten pikselien paikantamiseen käytettiin tutkimuksessa apuna TG18-UN10- ja TG18-UN80-testikuvia. Tutkimus suoritettiin täysin visuaalisesti. Ensin tarkasteltiin tummalla harmaasävyllä koko ruudun täyttävää TG18-UN10-testikuvaa, josta yritettiin tunnistaa kirkkaita pikseleitä. Seuraavaksi yritettiin tunnistaa mustia pikseleitä vaalean TG18-UN80-testikuvan avulla. Välimuotoisten pikselien tunnistamiseen ei ollut tarjolla omaa testikuvaa, joten niitä yritettiin tunnistaa molemmista aikaisemmin mainituista testikuvista. Testin hyväksyttävyyseräksi ei voida määrittää mitään tarkkaa vakioarvoa, vaan rajat määräytyvät näyttöjen valmistajien takuuehtojen mukaan.

Testissä löytyi yhteensä 8 kappaletta näyttöjä, jotka sisälsivät virheellisiä pikseleitä. Kyseiset näytöt ja virheellisten pikselien tyypit ja määrät on esitelty taulukossa 14.

Taulukko 14. Virheellisten pikselien tyypit ja määrät keskussairaalassa ja terveyskeskuksessa.

Paikka ja mitattu näyttö	Huomautukset
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelu-tila, 070013856, oik. näyttö	1 musta pikseli ylhäällä vasemmalla.
Radiologia, Ultraäänitutkimusten sanelu-tila, 100021218	Yli 10 mustaa pikseliä ylhäällä vasemmalla ja keskellä.
Kirurgia, vastaanotto 6, oik. näyttö	1 kirkas pikseli alhaalla vasemmalla ja 2 mustaa alhaalla vasemmalla.
Kirurgia, lähetteet, PC3716	2 kirkasta pikseliä alhaalla oikealla ja 1 musta ylhäällä vasemmalla.
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2625, vas. näyttö	1 kirkas pikseli ylhäällä oikealla.
Kirurgia, vastaanotto 1, PC2626	1 musta pikseli keskellä.
TK, K3-huone	2 kirkasta pikseliä ylhäällä vasemmalla ja 5 mustaa alhaalla oikealla.
TK, keittiönkäytävä	1 kirkas pikseli ylhäällä oikealla.

Tuloksista voidaan huomata että yleisimmin virheellisiä pikseleitä esiintyi näytöissä noin 1 - 3 kappaletta. Kuitenkin kaksi näyttöä erottui testissä hieman korkeammilla virheellisten pikselien määrillä. Ennen virheellisten pikseleiden tarkistusta näyttö pyyhittiin kuivalla pyyhkeellä, jotta mahdollinen kuvaruudun pinnalla oleva lika ja pöly eivät vaikeuta virheellisten pikseleiden tulkintaa.

4.4 Vertailua valmistajien antamiin arvoihin

Tässä kappaleessa on otettu käsittelyyn näyttöjen valmistajien kaksi yleisesti ilmoittamaa tärkeää arvoa näytön ominaisuuksista, jotka ovat luminanssi ja kontrastisuhde. Taulukossa 15 verrataan tutkimuksessa mitattuja arvoja valmistajien lupamiin arvoihin. Kontrastisuhteella tarkoitetaan luminanssisuhdetta, josta on jätetty huomioimatta näytöltä heijastuvan valon määrä (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29). Taulukosta voidaan nähdä että yksikään luminanssiarvo ei riitä ylittämään valmistajan lupaamaa arvoa. Kontrastisuhteen arvot olivat riittävän korkeat neljän näyttötyyppin tapauksessa kahdeksasta.

Taulukko 15. Eri näyttömallien mitattujen ominaisuuksien vertailua valmistajien ilmoittamiin arvoihin.

Näyttötyyppi	Luminanssi (cd/m ²)	Kontrastisuhde
	valmistaja / ei kbr. / kbr.	valmistaja / ei kbr. / kbr.
A	300 / 230 / 220	1000:1 / 860:1 / 900:1
B	290 / 200 / 200	500:1 / 490:1 / 510:1
C	300 / 260 / 260	1000:1 / 770:1 / 810:1
D	250 / 190 / 180	500:1 / 630:1 / 630:1
E	300 / 230 / 230	1000:1 / 1000:1 / 1050:1
F	300 / 210 / 210	1000:1 / 840:1 / 870:1
G	300 / 190 / 190	1000:1 / 540:1 / 560:1
H	300 / 290 / 290	1000:1 / 1130:1 / 1140:1

5 YHTEENVETO JA JOHTOPÄÄTÖKSET

5.1 Mittaustulosten yhteenveto ja arviointi

Tutkimuksessa tehtyjen laadunvalvontatestien päättelemänä voidaan todeta että jokaisesta testatusta näytöstä löytyi jotakin huomautettavaa. Taulukossa 16 on lueteltu tärkeimpien laadunvalvontatestien hyväksyttävyyssrajojen ulkopuolelle jääneiden näytöjen määrät näytöjen ollessa kalibroimattomina että DICOM-kalibroituina. Ympäristön vaikutusta käsitteleviä mittauksia ei ole taulukossa listattu, sillä niiden puutteelliset arvot saadaan kuntoon säätämällä huonevalaistus riittävän matalalle tasolle. Geometriset vääristymät ja resoluutio jätettiin myös taulukosta pois, sillä niiden testausta nestekidenäytöjen tapauksessa voidaan pitää vähemmän kriittisenä.

Taulukko 16. Yhteenveto tärkeimpien mittaustestien hyväksyttävyyssrajojen ylityksistä.

Testin tyyppi	Näytöt, joissa huomautuksia (kpl) ei kbr. / kbr.
Luminanssivaste	17 / 3
Luminanssin tasaisuus	13 / 12
Luminanssin kulmariippuvuus	14 / 14
Diffuusiheijastus	14 / 10
Kohina	11 / 6
Virheelliset pikselit	8 / 8

Tutkimuksen tärkeimpänä osa-alueena pidetyn luminanssivasteen mittaustulokset näyttävät pääosin hyvältä. Ennen kalibrointia yksikään näytöistä ei testiä läpäissyt, mutta DICOM-kalibroinnin jälkeen ainoastaan 3 näyttöä sisälsi hyväksyttävyyssrajojen ulkopuolelle jääviä arvoja. Kalibrointia voidaan siis pitää tässä osassa tutkimusta erittäin merkittävänä tekijänä. Luminanssin tasaisuuden mittaustulosten virheprosentit olivat paikoitellen yllättävänkin korkeita ja hyväksyttävyyssrajojen ulkopuolelle näytöistä jäi yli puolet. Syy tähän on todennäköisesti näytön taustavalon heikkeneminen ajan myötä, jolloin sen valaistusvoimakkuuden vaihtelut kasvaa näytön eri kohdissa. Näytön DICOM-kalibrointi ei juuri tarjonnut apua luminanssin epätasaisuuden vähentämiseen.

Kaiken kaikkiaan laadunvalvontamittauksista saatujen arvojen perusteella on etenkin syytä kiinnittää huomiota huonevalaistuksen vähentämiseen ja näyttöjen kunnolliseen asetteluun. Suosituksena voidaan pitää, että röntgenkuvia tarkastellessa huoneesta kytketään valot kokonaan pois, sillä muutamissa tapauksissa himmennetytkään valot eivät antaneet riittävän matalia luminanssiarvoja. Lumi-

nanssin kulmariippuvuuden, diffuusiheijastuksen ja kohinan hyväksytyjen testien määrää pystyttäisiin todennäköisesti lisäämään huonevalaistuksen ollessa säädettyä matalammaksi. Luminanssin kulmariippuvuuden ja virheellisten pikselien tapauksessa on suositeltavaa perehtyä näyttöjen takuuehtoihin. On myös hyvä muistaa että lähes kaikkien laadunvalvontatestien hyväksyttävyyssrajat koskivat radiologien primaarisia lausuntomonitoria. Tämän takia on hyvin ilmeistä että kliinikkolääkäreiden sekundaariset työasemanäytöt eivät välttämättä kykene täyttämään kaikkia testien hyväksyttävyysskriteereitä täysin odotetulla tavalla.

5.2 Mittaus- ja kalibrointityökalujen arviointi

Unfors Xi Platinum Edition -mittauspaketin avulla laadunvalvontamittaukset saatiin toteutettua onnistuneesti jokaiselle tutkimuksessa mukana olleelle kuvankatselunäytölle. Mittaukset sujuivat pääosin moitteettomasti, mutta mittauspaketista löytyi kuitenkin muutamia huomautuksen arvoisia asioita. Unfors Xi -mittarin näppäimet eivät välillä toimineet toivotulla tavalla. Mittari saattoi välillä rekisteröidä yhden mitaustuloksen useamman kerran, jonka ansiosta mittauksien arvot menivät epäjärjestykseen. Mittaussarja pystyttiin kuitenkin suorittamaan onnistuneesti läpi seuraamalla tarkkaavaisesti mittauksien ilmestyvien arvojen paikkaansa pitävyyttä. Tietokoneen kaiuttimet oli myös hyvä pitää päällä mittauksen aikana, sillä Xi View -ohjelma ilmoitti aina äänimerkillä silloin, kun uusi mitaustulos oli rekisteröity ohjelmaan. Äänimerkin kuuluessa kahteen kertaan tiedettiin, että sama mitaustulos oli rekisteröity ohjelmaan kaksi kertaa ja ylimääräinen arvo voitiin poistaa saman tien. Toinen hieman hankaluuksia aiheuttanut ongelma mittarissa oli sen suhteellisen heikko muistikapasiteetti. Mittaussarjoja tehdessä oli useasti tarpeen pyyhkiä välillä mitatut arvot mittarin muistista, jotta lisää mittausdataa saatiin mahtumaan. Mittariin mahtui maksimissaan 30 arvoa samanaikaisesti, jonka jälkeen muisti piti nollata. Itse nollaukseen ei kuitenkaan kulunut kohtuuttomasti aikaa, mutta oli jälleen kerran oltava tarkkaavainen, että mittausarvot pitivät paikkaansa. Tiedonsiirto Xi View -ohjelmiston ja Excel-taulukon välillä aiheutti myös aluksi hieman päänvaivaa. Mittausohjelmiston asetukset olivat melko vähäiset ja tapa, jolla se liitti mittauksien tiedot taulukkoon, vaati hieman totuttelua. Eri mitaustuloksille ei saanut määrittää omia taulukkosarakkeitaan vaan ohjelmisto määritteli ne

itse valmiiksi. Kullakin rivillä ei myöskään saanut olla kuin yksi mittaustulos, vaikka eri tulokset olisivatkin olleet täysin eri sarakkeilla.

Kaiken kaikkiaan Unfors Xi Platinum Edition -pakettia voidaan kuitenkin pitää varsin pätevänä laadunvalvontamittaustyökaluna ja sitä voidaan suositella käytettäväksi tulevissakin mittausprojekteissa. Mittausprosessin rutinoituessa käyttäjälle laitteessa ilmenneisiin pieniin ongelmiin osattiin varautua paremmin ja ne eivät haitanneet merkittävästi mittausten etenemistä.

Hagner Universal Photometer S2 -luminanssimittarilla pystyttiin hoitamaan näytöltä heijastuvan valon mittaukset onnistuneesti. Laitteen edustaessa hieman vanhempaa teknologiaa esiintyi siinä myös muutamia puutteita. Laitteen melko suuri koko ja paino hankaloittivat hieman mittausten suorittamista, sillä mittausten onnistumisen kannalta oleellista oli pitää mittari mahdollisimman paikallaan ja koh-tisuorassa näytön pintaan nähden. Hyvin pienillä valaistuksilla oli myös melko hankalaa saada kerättyä tarpeeksi tarkkoja luminanssiarvoja. Vaikka luminanssin mittausta kyetäänkin suorittamaan Hagner-luminanssimittarin avulla melko pätevästi, voidaan sen korvaamista hieman uudempaan malliin pitää varsin suositeltavana vaihtoehtona tulevissa laadunvalvontamittauksissa.

Näytön DICOM-kalibroinnissa käytetty Planar Systemsin valmistama Dome CXtra -ohjelmisto suoriutui tehtävästään erinomaisesti. Kalibrointi oli suurimmilta osin automatisoitu prosessi ja se oli todella helppo toteuttaa. Ohjelmiston mukana tulleet laadunvalvontamittauksissa käytettävät TG18-testikuvat sekä yksinkertainen käyttöliittymä niiden selaamiseen ja katselemiseen olivat myös erittäin hyödyllinen lisä tutkimuksen suorittamisen kannalta. Dome CXtra -ohjelmistoa voidaan pitää erittäin pätevänä ja helppona vaihtoehtona DICOM-kalibroinnin toteuttamisessa ja sitä voidaan myös hyödyntää näytön varsinaisissa laadunvalvontamittauksissa.

5.3 Tutkimusprosessin arviointi

Projektin aikana saatiin suoritettua onnistuneesti kaikki alun perin suunnitelmissa olleet tavoitteet näyttöjen DICOM-kalibroinnista ja laadunvalvontamittauksista. Näin ollen tutkimusprosessia voidaan pitää kaiken kaikkiaan onnistuneena. Tutkimukseen saatiin kartoitettua tarpeeksi monta näyttöä ja kaksi eri työpistettä, jotka sisälsivät toisistaan tarpeeksi poikkeavat laitteet ja työympäristöt.

Varsinaisten laadunvalvontamittausten suorittamiseen kului loppujen lopuksi melko vähän aikaa ja mittauslaitteistoon perehtymisen jälkeen mittaukset sujuivat ruttiinomaisesti. Tutkimusprosessin haastavimpana ja eniten aikaa vievänä osana voidaankin pitää tutkimustulosten hyödyntämistä käytäntöön. Lähdemateriaaliin tutustumiselle ja sen omaksumiselle tuli myös varata riittävästi aikaa, jotta mittauksen suorittaminen ja niiden tarkoitusperät tulivat kunnolla selväksi. Tutkimuksen kannalta helpoimpana osa-alueena voidaan pitää näyttöjen DICOM-kalibrointia, joka sujui helposti ja täysin ongelmitta. Mielenkiintoisin tutkimuksen osa-alue oli näyttöjen ominaisuuksiin liittyvät laadunvalvontamittaukset ja erityisesti niihin kuuluvan luminanssivasteen mittauksen toteutus ja siihen perehtyminen.

LÄHTEET

- Agamanolis, S. 1995. Liquid Crystal Displays: Past, Present and Future. [Verkkoartikkeli]. [Viitattu 16.4.2010]. Saatavana: <http://web.media.mit.edu/~stefan/liquid-crystals/liquid-crystals.html>
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2005. Assessment of display performance for medical imaging systems. [Verkkojulkaisu]. [Viitattu 30.6.2010]. Saatavana: http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18_files/tg18.pdf
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18. 10.1.2006. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 13.8.2010]. Saatavana: <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>
- B Hagner AB. 1980. Hagner Universalljusmätare Modell S1 och S2: Beskrivning. Käyttöohje.
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). 2008. Part 14: Grayscale Standard Display Function. [Verkkojulkaisu]. [Viitattu 1.7.2010]. Saatavana: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/08_14pu.pdf
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). 2010. Strategic Document. [Verkkojulkaisu]. [Viitattu 7.8.2010]. Saatavana: <http://medical.nema.org/dicom/geninfo/Strategy.pdf>
- EDL Displays, Inc. Pixel Defects. [Verkkojulkaisu]. [Viitattu 3.8.2010]. Saatavana: <http://www.edlDisplays.com/whitepapers/pixeldefects.pdf>
- Halonen L. & Lehtovaara J. 1992. Valaistustekniikka. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.
- Järvinen, H., Karppinen, J., Komppa, T., Miettinen, A., Nieminen, K., Parviainen, T., Pirinen, M., Tenkanen-Rautakoski, P., Tapiovaara, M., Toroi, P., Kortensniemi, M., Kuusela, K., Laarne, P., Nieminen, M., Muotio, P. & Reponen, J. 2008. Terveysthuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. [Verkkojulkaisu]. Säteilyturvakeskus. [Viitattu 30.6.2010]. Saatavana: http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/files/1222632510022273/default/S_TUK-tiedottaa-2-2008.pdf

- Kimpe T. & Sneyders Y. 2006. Impact of defective pixels in AMLCDs on the perception of medical images. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 2.8.2010]. Saatavana: http://users.telenet.be/tomkimpe/papers/paper_MI06-6146-8.pdf
- Liukkonen, E. 2010. Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 5.10.2010]. Saatavana: <http://herkules oulu.fi/isbn9789514262180/isbn9789514262180.pdf>
- NDS Surgical Imaging. Dome CXtra Software: Photometer Specifications. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 17.8.2010]. Saatavana: <http://www.ndssi.com/products/dome/software/cxtra.php>
- Peltonen, H., Perkkiö, J. & Vierinen K. 2002. Insinöörin (AMK) Fysiikka, Osa II. 5. painos. Gummerus Kirjapaino Oy: Jyväskylä.
- Planar Systems, Inc. 2007. Dome CXtra: User's Guide. Käyttöohje.
- Suomen Radiologiyhdistys. 15.6.2004. Radiologia. [Verkkoartikkeli]. [Viitattu 4.8.2010]. Saatavana: <http://www.sry.fi/index.php?3>
- Unfors. 2008. Unfors Xi Platinum Edition: User's Manual. Käyttöohje.
- Unfors. 2009. Unfors Xi Platinum Edition Specifications. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 6.8.2010]. Saatavana: <http://www.unfors.com/mediacenter/5101050-Xi-Specifications-P.pdf>
- Yang, D.K. & Wu, S.T. 2006. Fundamentals of Liquid Crystal Devices. Englanti: West Sussex: Wiley.